

第 1 章

序 章

1.1 はじめに

本論文では、プラスチック短下肢装具に着目し、脳卒中片麻痺者の歩行分析により必要な設計要件の抽出を行い、構造上の安全面を含めた設計手法の構築についての研究成果を論ずる。

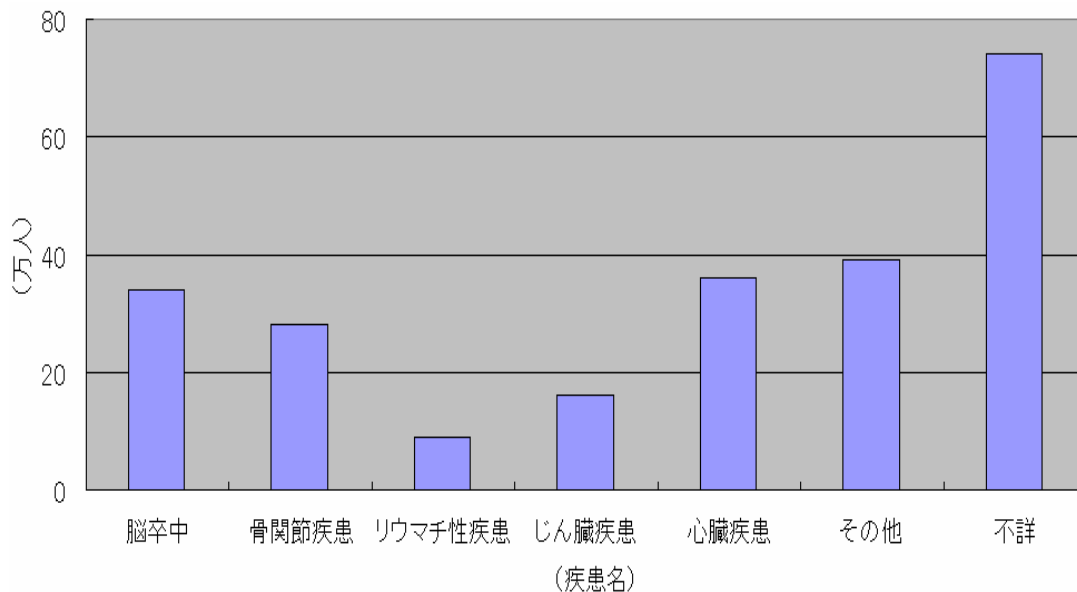
1.2 研究の背景

1.2.1 脳卒中片麻痺者の病態と障害

厚生労働省の統計調査（2001）では、身体障害者総数 324 万人のうち脳卒中によるものが 34 万人に達している[1-1]。脳卒中による身体的影響は様々であるが、多くの場合片麻痺として上下肢の機能障害が現れる。特に下肢障害は、ヒトの歩行を困難にするものであり、日常の生活活動を著しく制限する。リハビリテーションの過程においては、この歩行障害の再建のために PT の指導による歩行訓練を行うとともに、医師による処方と PO による装具製作によって、装具を装着し歩行安定化を目指す。

身体障害者が補装具の交付を受けた件数として、総数 125 万件に対し、装具に対する交付件数は 3 万件であり、その内下肢装具は 2 万件である。この下肢装具交付件数の原因としては様々であるが、脳卒中によるものが多くを占めている[1-2][1-3]。

表 1.1 身体障害者の疾患別の状況（厚生労働省統計調査 2001 [1-1]）



1.2.2 短下肢装具の必要性とその機能

片麻痺による歩行困難を再建するために短下肢装具が使用される。現在まで短下肢装具は、様々な種類のものが開発されてきたが、大きく分けると金属支柱型とプラスチック型に分けられる。高嶋（2003）が行った短下肢装具製作数の現況調査では、プラスチック装具が75%で金属支柱型が23%であり、プラスチック装具のニーズの高さを示している[1-4]。特に、Simonsらによって開発されたシューホン型短下肢装具は、40年以上が経過した現在でも処方されている。短下肢装具には多くの種類がありそれぞれ一長一短があるが、このシューホン型短下肢装具は、軽く一番シンプルな形状でありながら、装具機能としては、筋緊張を矯正するモーメントを発生し、歩行の安定性を保つ機能が十分にある。しかし、従来からの問題点としては、装具の形状が製作された後に勘と経験による Try and Error の調整を行っており、患者個々のトリミングデータは蓄積されず、装具が更新される場合は、それらをフィードバックされることもない。また、装具を処方する際には、運動機能障害の程度を Astworth Scale や Brunnstrom Recovery Stage の評価法を用いて、徒手的に行われるが、これらは主観的な評価であり、装具製作には直接作用されることはない。シューホン型プラスチック製短下肢装具の場合は一体構造であり、歩行によって後方背面にあるプラスチック支柱部がたわむことで継手の機能を持つことになる。よって、その機能の調整は、トリミングデザインや材料の厚みによって機能差が生じる。後面支柱のアキレス腱部を狭くトリミングすれば背屈、底屈のたわみが大きくなり、逆にアキレス腱部を幅広くトリミングすれば足関節の動きは減少し、固定に近くなる特長を持っている。トリミングによって底背屈の度合いが変わることを硬度や可撓性と呼ばれており、処方の際においても“硬い装具”，“柔らかい装具”という表現が現在でもされている[1-5~7]。



図 1.1 プラスチック短下肢装具と金属支柱型短下肢装具

1.2.3 プラスチック短下肢装具に関する先行研究

本研究でのプラスチック型短下肢装具は、1967年に Simons �らによって開発されたシューホン型プラスチック短下肢装具（後方支柱型短下肢装具）を対象としている。このシューホン型が開発されて以来、多くの研究者によってプラスチック装具の研究がなされている。本章ではその代表的な先行研究について述べる。Lehmann ら（1979）は、短下肢装具のバイオメカニクスとして、歩行と装具の機能性について研究を行った、しかし、装具の変形剛性に関しては、手で曲げることによって表現しているため、抽象的な表現となっている[1-8]。有限要素法を用いて構造解析した先行研究としては、杉山ら（1986, 1987）による装具の最狭部の削り込みとカフ部にねじりモーメントを条件とする応力分布を評価した[1-9][1-10]。辻下ら（1987）は、しゃがみ動作時における装具の変形を解析し、応力塗料法との比較を行った[1-11]。山本ら（1988）は、装具の機能性の研究から始まり、開発した計測用装具を用いて、歩行分析によるバイオメカニクスの観点から装具の適応性の検証を行っている。その際に有限要素解析を用いて装具の可撓性を評価している。その結論として、装具開発の方向性を継手付短下肢装具の方向に進み、背屈補助付きや油圧制御式の装具が開発され、臨床の現場からも高い評価を受けている[1-12~24]。Chu ら（1995）は、3次元有限要素解析にて立脚初期と立脚後期を条件として装具最狭部の応力分布を評価した。また、実際の装具にひずみゲージを取り付け計測し、解析結果との比較を行った[1-25][1-26]。しかし、これまで装具の有限要素解析は、線形解析で行われた結果を評価したものであり、本来、プラスチック材料で、且つ、変形量の大きい装具解析では、大変形モードで解析するのが妥当である。大変形領域を考慮した装具解析としては、Syngellakis ら（2000）が行った[1-27]。

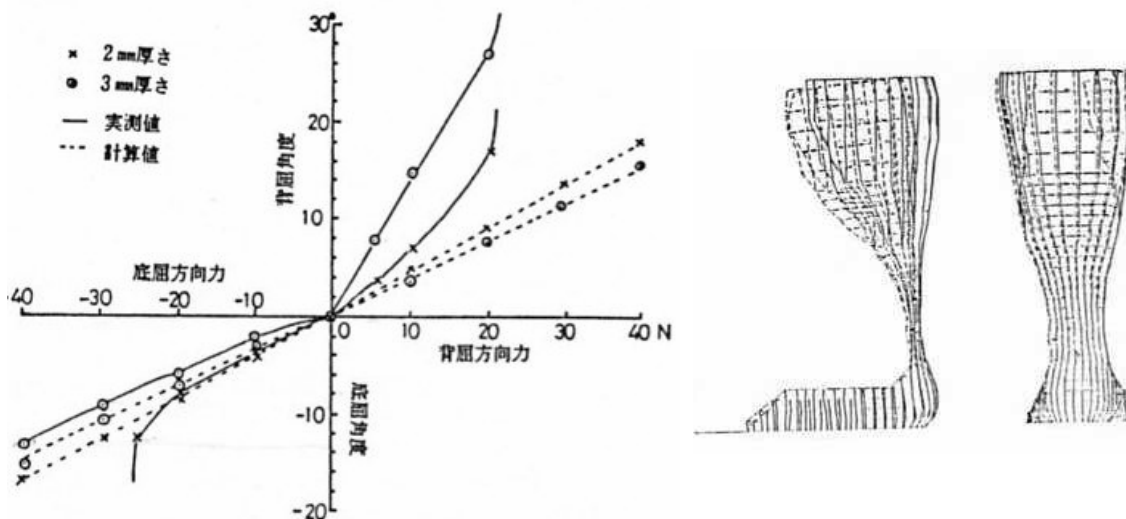


図 1.2 山本ら(1988)が行った有限要素解析(線形静解析)の可撓性評価 [1-12]

本研究との相違点としては、歩行中の装具変形の影響が大きい立脚初期、立脚中期、遊脚期の3条件に着目し、接触定義を使用して条件を再現した。足部モデルには、従来の等方性弾性材の定義ではなく超弾性材での定義を行い、より現実に近い条件での解析を実現することができた。これらの条件により大変形モードでの解析を行い、解析結果を評価したことが特徴である。

1.2.4 プラスチック短下肢装具の使用事例

脳卒中片麻痺者のプラスチック短下肢装具の使用事例を示す。疾患名は、脳出血（右脳部）である。受傷当時24歳で機械設計関係の仕事をしており、受傷当日は、業務の徹夜明けでスキーをしている途中ゲレンデ上で倒れた。障害者手帳の記載では、脳出血による左上下肢機能障害、肢体不自由2級である。頭蓋内の血腫を取り除くために開頭手術を行っており、術後、右側頭部が陥没している。視野狭窄があり、物も二重に見えるときがある。軽度の高次脳機能障害を持ち、左半身麻痺がみられ、上肢には痙性による屈筋系の共同運動パターンで肘が曲がった状態になっている。手においても同様に痙性の影響で握り込みが見られるため、スポンジ筒の装具を付けてそれ以上の握り込みを防いでいる。装具は受傷当時からプラスチック短下肢装具を使用している。装具を装着しないときは、上肢と同様に足部が曲がる傾向にあり、軽度の緊張性足趾屈曲反射(Tonic toe flexion reflex: TTFR)が見られる。よって、プラスチック装具の足部の指のあたりにウレタン性のInhibitor barを付けており、足部の痙性を抑制している[1-28]。現在使用しているプラスチック装具は、1年程前に製作されたものである。材質はポリプロピレンであり、板厚は3.5mmのものを使用している。ベルトは通常の3点止めである。装具の背面には、若干のコルゲーションが入っており剛性を高めている。問題点としては、仮合わせの時点で不具合を訴えたが修正することが不可能ということで、現状のままで使用している。不適合な装具を装着して歩行を継続した為、膝の痛みとそれを庇うために腰痛を訴えている状況である。



プラスチック短下肢装具使用者



使用しているプラスチック短下肢装具



痙性緩和用 Inhibitor bar



軽度の緊張性足趾屈曲反射 (TFR)

図 1.3 症例 (脳卒中片麻痺: 右脳出血)

1.3 従来の装具製作手法

図 1.4 に従来の装具製作手法を示す。ギプス包帯を用いて採型を行い、石膏にて陽性モデルを作る。各部修正を行った後、ポリプロピレン材をオープンに入れ軟化したら、石膏陽性モデルに被せた後、装具にしわができないように吸引しながら成型する。成型が落ち着いたら、処方に従ってトリミングを行う。

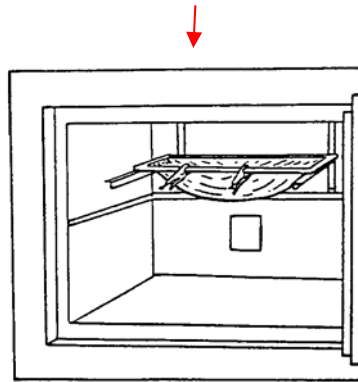


石膏で足型を取る



足の雌型

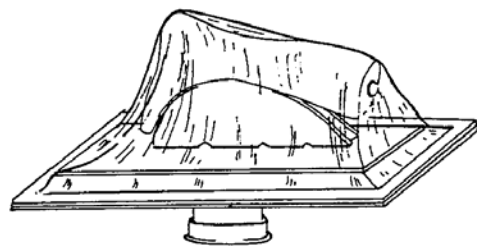




ポリプロピレン板をオープンにて熱する。



樹脂成型加工



成型後トリミング

図 1.4 従来の製作手法 [1-29]

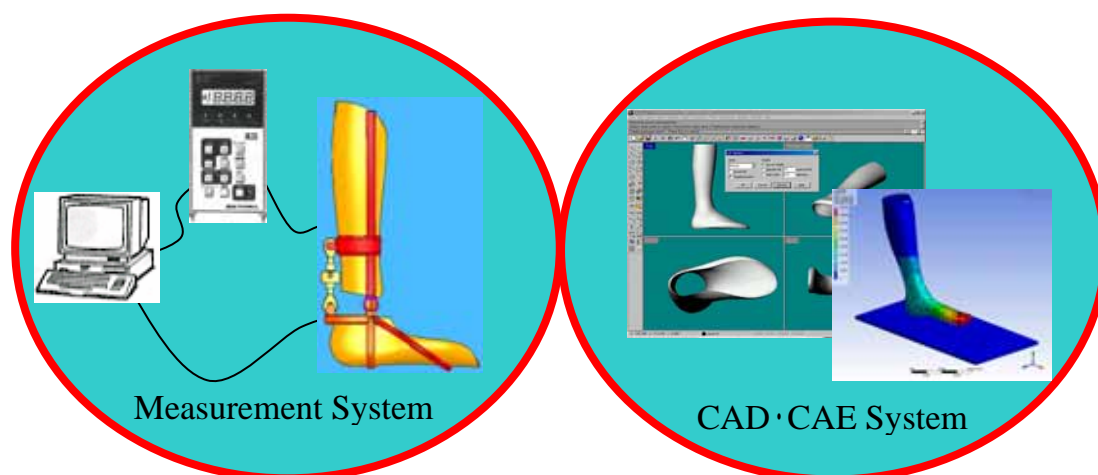
1.4 本研究の目的と意義

1.4.1 本研究の目的

以上のことを踏まえ、本研究では、従来の感覚的な痙性麻痺の評価に代わり、計測用装具を用いて計測した客観的なデータで評価を行い、短下肢装具設計の要件を定量的に抽出する手法を確立し、さらに従来は経験に基づいて調整していた装具の可撓性を3次元有限要素解析によって定量的に評価する手法を確立し、これら両者を融合することで装具デザインシステムを構築することを目的としている。

図 1.5 に装具のデザインシステムの研究イメージを示す。Measurement System にて痙性歩行などの脳卒中片麻痺によって起こる筋緊張による病的歩行を計測することで、装具設計に必要な因子を抽出するための実験システムを構築した。特に歩行中における底背屈モーメントを計測し、必要な剛性を装具形状によって表現する設計手法を確立する。

装具の基本形状データは、足部の陽性モデルを接触式測定機によって計測し装具モデル化を行った。このデータを基に形状を自由に変更できる3次元CADの機能を利用して、トリミング位置や部分的な厚み、剛性を高める形状などを作成することが可能である。これらの3D形状を構造評価する手法として非線形有限要素解析による応力集中部位の予測、安全率の考慮した設計を行い、場合によってはこの時点で形状変更を行う。また、装具使用者のライフサイクルから選定した装具の疲労評価も行った。これらの解析結果による評価を経て最終形状が決定した。



Ankle-Foot Orthosis Design System

図 1.5 装具デザインシステムのイメージ

1.4.2 本研究の意義

本研究の意義は、装具製作される前段階で、ヒトの歩行分析で得られた設計要件を装具設計に用い、構造的安全性や使用者のライフサイクルにも十分に考慮した装具設計手法を提案する。この研究によって、有限な材料やヒト資源の無駄を可能な限り省くことができ、脳卒中片麻痺者の1日でも早い生活復帰の手助けになると確信する。

1.5 本論文の構成

本論文の構成は、全6章で構成される。

第1章 序論

第1章では、本研究の背景、目的、意義、論文の構成について述べた。

第2章 脳卒中片麻痺者の痙性評価装置

脳卒中片麻痺の筋緊張異常による歩行困難な状況は、足関節における痙性が主な原因とされている。第2章では、痙性の歩行への影響を調べるために開発した計測用装具(Spastic Measurement Orthosis: SMO)について述べた。3次元動作分析装置と床反力計とSMOを組み合わせて計測システムを構築し、4人の脳卒中片麻痺の被験者における歩行分析を行った。片麻痺のレベルはBRS(Brunnstrom Recovery Stag)のⅡ、Ⅲレベルを対象とした。実験では、各被験者の1歩行周期中の足関節モーメントを計測することができた。また、痙性レベルによって歩行の影響の違いを立脚初期の踵接地に着目し散布図で表すことで歩行の不安定性を示し設計指針に加えた。

第3章 装具設計手法と装具変形特性

第3章では、装具の設計手法について述べた。従来の装具製作手法は、第1章にも示す様に装具の可撓性を義肢装具士の勘と経験によりトリミングを行っており、トリミングエッジを寸法位置決めする様な設計はされていない。今回の研究では、接触式測定器を用いて装具をモデル化し、3次元CADで装具設計を行った。通常装具を製作する際に、患足の石膏陽性モデルを作成するが、この石膏陽性モデルに測定ラインを付けプローブを接触させることで、基本モデルであるサーフェスモデルを作成した。厚み付けやトリミングは、3次元CAD(SolidWorks)を使用した。製作した装具モデル単体での変形特性を有限要素解析(Finite Element Analysis: FEA)によって確認した。また、変形特性の妥当性の検証のために、実際のプラスチック装具を作成し、底背屈方向に荷重を架けたときの変形特性とFEAの結果との比較を行った。

第4章 非線形解析による短下肢装具の構造評価

第4章では、第3章でデザインした装具のFEAの結果と第2章で計測した歩行分析の結果から得られた設計指針に基づいて行った装具の仮選定について述べる。仮選定された装具を脳卒中片麻痺者の歩行分析から得られた足関節モーメントを境界条件として装具FEAを行った。特に、1歩行周期中で装具の変形の影響が大きい、立脚初期、立脚中期、遊脚期の3条件に着目して境界条件として設定した。解析に使用するモデルは、装具モデル、足部モデル、床面モデルの3種を作製し、3条件の状態を再現して解析を行った。また、その時に各モデルの接触条件を定義した。解析結果は変形量で表し、特に踵接地時の変形角度を可撓角とし、接地角と可撓角との割合を可撓率とした。よって、個々の被験者の状態に合わせた可撓率での設計が可能となった。

第5章 疲労解析による短下肢装具の疲労予測手法

第5章では、第4章の解析結果を利用して行った装具の疲労予測について述べる。第2章の脳卒中片麻痺者の歩行実験において、1歩行周期中の踵接地時の足関節モーメントが一番大きく、装具においても変形の影響が大きいことが明らかになった。疲労破壊は、材料に繰り返し荷重が架かるときに、弾性範囲内であっても応力集中部位の疲労が重なることによって破壊に至ることが判っている。一般的な機械の疲労予測においても、状況によって疲労の進行が大きく変動するため完全な予測することは難しいが、設計の段階で疲労を予測し、定期的な検査によって事故は大幅に防ぐことは可能である。装具においても、歩行によって起こる応力は、典型的な繰り返し応力であり、装具使用者の生活状況から疲労を予測することは可能であるので、装具の設計要素として取り入れた。

第6章

第6章は、第2章から第5章までの研究成果を総括し、得られた知見をまとめた。また、今後の展望についても述べた。

本研究の構成と流れを図 1.6 に示す。

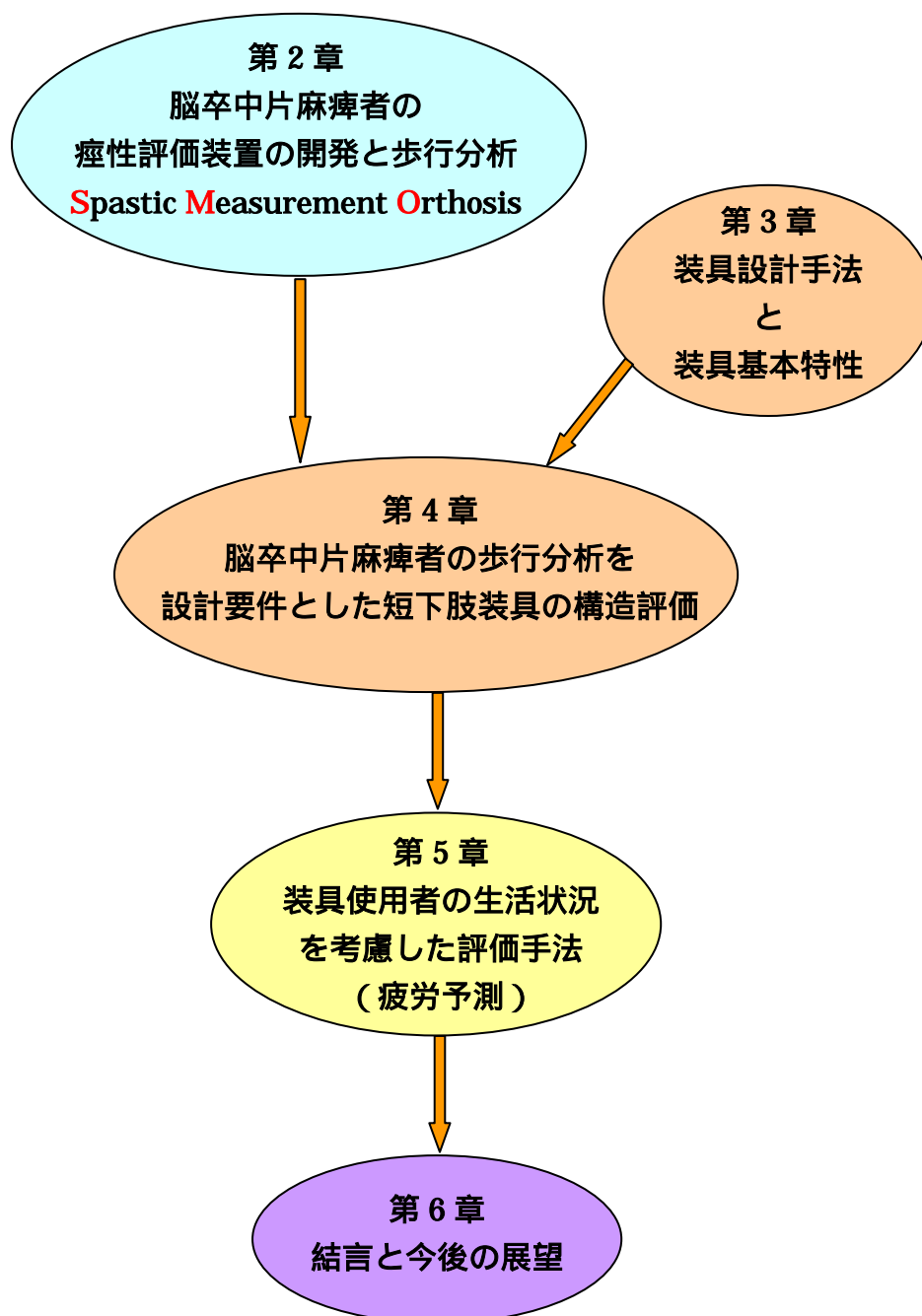


図 1.6 本研究の構成と流れ

第 2 章

脳卒中片麻痺者の足関節痙性評価装置

2.1 目的

本章では、脳卒中片麻痺者の足関節痙性評価装置（Spastic Measurement Orthosis : SMO）について述べる。短下肢装具設計のための必要要件としては、形状の適合と矯正力の適合の 2 点が考慮される。ここでは、のために重要な判断要素となる患足足関節の痙性を評価するための手法を検討した。

片麻痺歩行では、痙性による筋緊張異常によって、背屈筋群と底屈筋群の歩行シーケンスが適切に動作できず歩行障害の原因となる。特に、下腿三頭筋の伸張反射の亢進によって足関節底屈筋の不随意的な運動を起こすことであり、こうした筋緊張異常が足関節部の運動バランスを崩し尖足を引き起こす。また、麻痺の影響により通常では、背屈 20° 底屈 40° の関節可動域が多くの場合減少する[2-1]。この様に片麻痺歩行は歩行困難となり、転倒する危険性がある為、歩行の際装具の装着が必要となる。

脳卒中片麻痺の痙性の特性を Lehmann ら(1989)は、モータとクランク機構を使用して足関節を周期的に他動運動させることにより、痙性筋の特性を計測している[2-2]。野平ら(1993)は簡易型の足部背屈装置を用いて痙性の評価法を行っている[2-3]。Harlaar ら(2000)は、痙性によって起こる足関節底屈剛性の変化を他動運動での足関節角度を計測しており、その結果、筋緊張異常の影響によって筋短縮が進み、筋剛性が増大したと考えられている[2-4]。しかし、これらの計測は歩行ではなく特定の姿勢を保った状態での計測であり、装具処方には適用できない。

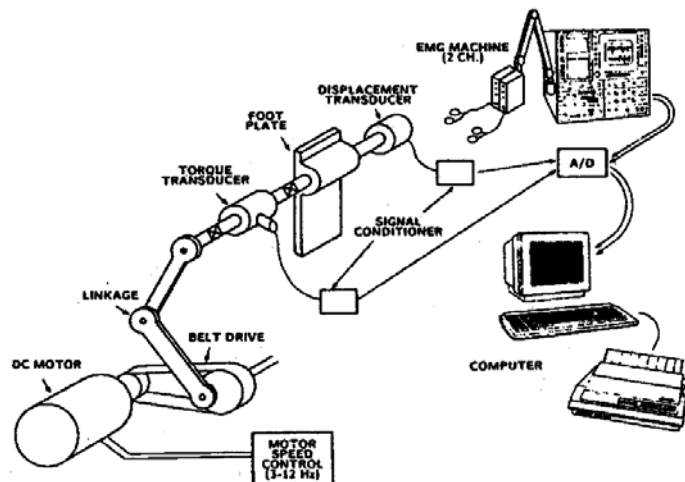


図 2.0 Lahmann ら (1989) が行った痙性計測システム [2-2]

研究計画の時点では、痙性特性の測定するために、Lehmann が行ったモータとフットプレートを組み合わせた方法を応用することによって、歩行中の足関節を制御することも検討した。しかし、赤澤ら（2005）も言及している様に、不随意運動を起こしている底屈筋を強制的に変化させることによって、筋断裂を引き起こす恐れがあり安全上の問題も大きい[2-5]。また、動力源を用いて計測された特性を使用して装具を製作するとき、やはり矯正モーメントにも動力源を用いて発生させる必要が出てくると思われる。計測用装具にも関わらずアクチュエータを加えた重量は 2.0 kg 以上にもなり、通常している装具と重量的に差がある計測用装具での歩行分析はあまり意味を持たない。装具設計の原点に戻って考えたときに必要な事項としては、できる限り総重量を軽く、歩行中の各 Phase において筋緊張異常を矯正するモーメントを非線形に発生し、足部をニュートラルの位置に戻す機能が必要であると考えられる。今回開発した SMO は、足関節角度肢位 90°（足関節ニュートラル位置）の場合での歩行時の底背屈モーメントを計測する方針で設計製作を行った。足関節 90°を基準位置として、立脚期、遊脚期にどれくらい底背屈するかを計測し、各被験者の痙性による筋緊張の影響を受けたときの歩行の分析を行う。この痙性評価装置を用いて脳卒中片麻痺者による歩行実験を行い、その歩行分析結果について述べた。計測用装具を用いて片麻痺者の歩行計測を行ったものとしては、山本ら（1990, 1992, 1994）が行った研究例がある[2-6~8]。これらは、数種類のばねを用いた計測用装具にて装具の可撓性と片麻痺者の歩行の影響を調べた。しかし、計測されたデータを用いて装具設計に繋げることはされていない。装具設計において片麻痺者個々の歩行傾向を定量的に評価し、設計方針を決めることは重要なことである。特に、片麻痺によって引き起こされる痙性が歩行の不安定を招くので、この痙性を定量的に評価することが必要である。痙性に関する研究は、和田ら（2000）や内山ら（2000）が筋電を用いて、痙性の特性を計測したものがあがるが、これらは上肢の場合であり、また静止した状態での計測である[2-9~12]。今回、本装置を使用して 4 名の被験者を対象とした歩行分析の結果、痙性評価を行い装具製作における設計方針の抽出し、計測した足関節モーメントを装具モデルの構造解析の境界条件として使用した。

2.2 方法

2.2.1 痙性評価用装具の開発

構想設計の段階で，基本仕様を以下の3点とした．

- ：被験者が使用している装具と同等の重量にする．
- ：計測時に装着しやすく，違和感を覚えさせない．
- ：強大な痙性が発生したとしても，取り付け部や荷重計を破損させない．

また，図 2.1 に示す高嶋ら（2003）が推定した底屈筋痙性の足関節モーメントを参考に仕様を決定した [2-13]．

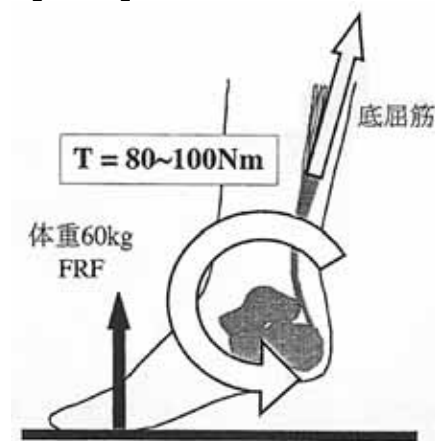


図 2.1 底屈筋痙性のモーメント [2-13]

足関節痙性を底背屈のモーメントとして計測するために，図 2.2 に示す足関節部を回転可能な機構にし，歩行により生じる足関節モーメントを装具背面の荷重計取り付け予定位置に直接荷重が架かり計測できるようにした．また，前述の
に示す様に装具背面に荷重計を配置することにより，実験時の脱着容易性も配慮している．

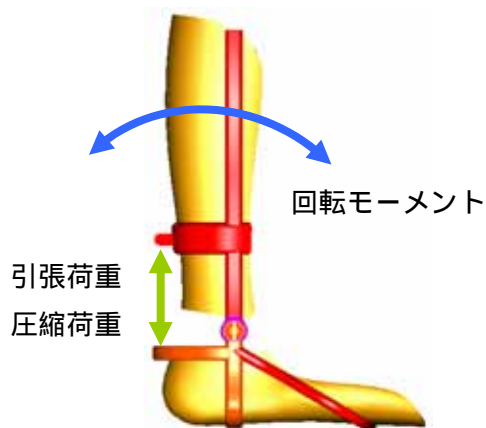


図 2.2 計測用装具の機構検討

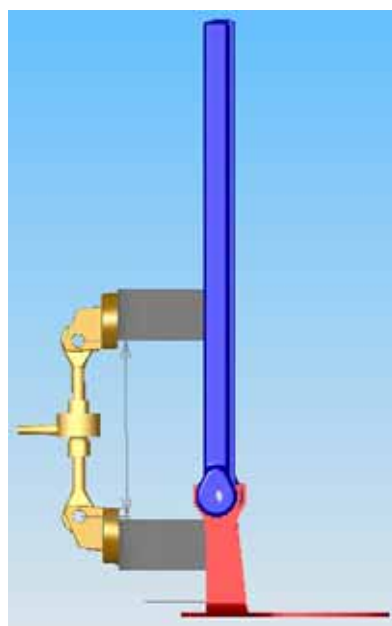
詳細設計においては、ロードセルと装具の取り付け金具の設計加工を行った。取り付け位置は、装具の脱着容易性を考慮して、図 2.3 に示す装具背面にした。



ロードセル取り付け金具



ボールジョイントに取り付けた状態



装具支柱の取付け位置の検討

図 2.3 ロードセル取り付け金具の設計

図 2.4 に今回の計測用装具の製作過程を示す。装具材料は、一般的な装具材料である支柱（超ジュラ A2024）と足板（ステンレス SUS304）を使用した。支柱部と足底金具部との取り付けには 5mm 厚の垂鉛メッキ鉄板を用いた。足を固定、保護するためにポリプロピレン板材を成型し、支柱部、足底金具部に取り付けた。足の固定方法としては、装具で一般的に用いられるマジックテープ式のベルトを使用し、尖足に対する足の固定方法である下腿部、足背部、足先の 3 点支持とした。



継手と足板



ロードセルを装具部品に取付けた状態



SMO の完成



SMO を装着した状態

図 2.4 計測用装具の製作過程

2.2.2 3次元動作分析装置とSMOとの同時計測

図 2.5 に今回の計測システムを示す．構成としては，3次元動作分析装置（VICON512 OXFORD METRIX）と床反力計（AMTI）とSMOを使用し，それらを同期させた計測システムで実験を行った[2-14]．SMOとの接続方法は，8枚の床反力計接続されているAD変換ボードのチャンネルを使用して，装具の荷重計からのアンプを経由して，計測データを入力した．今回のSMOに使用されている荷重計の仕様は，定格荷重 $\pm 1\text{KN}$ となっており，1bit当り0.4884Nで設定した．入力調整は，荷重計に直接荷重を架け較正を行った．

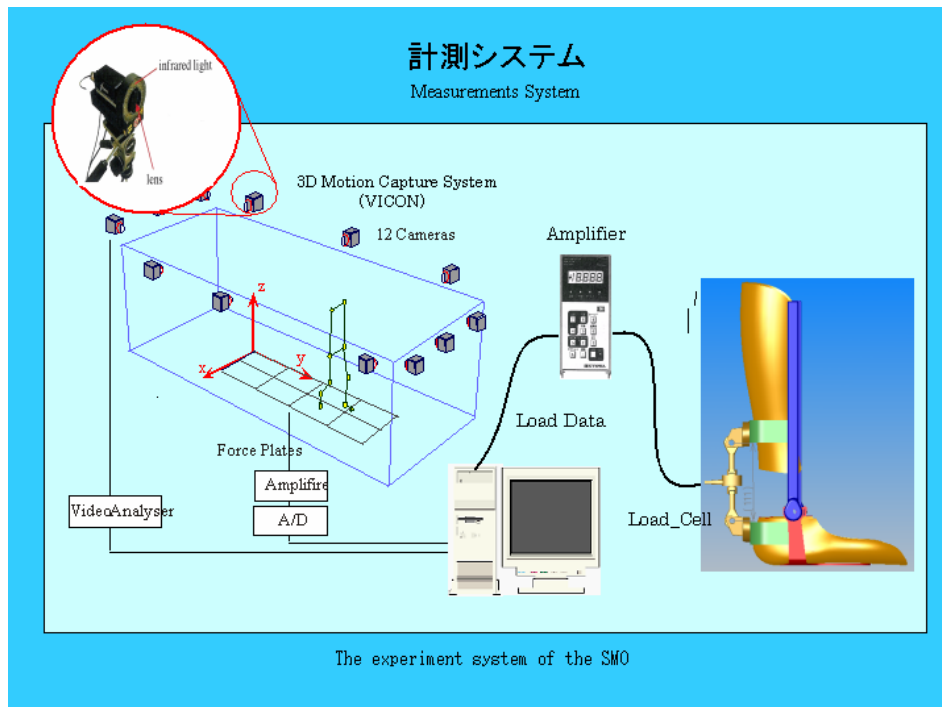
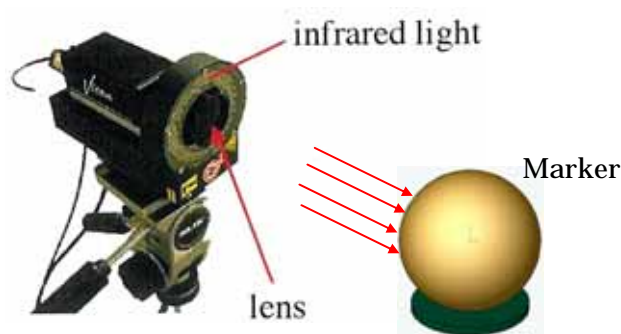
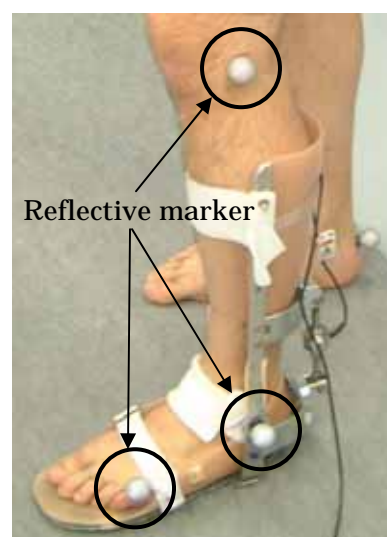


図 2.5 計測システム構成

3次元動作計測システムは、CCDカメラ外周の赤外線発光装置が取り付けられており、ここから出る赤外光を、図 2.6 に示す赤外線反射マーカによって反射させ、計測用 CCD カメラで捉えることによって、位置情報を全体座標系から計測することができる。この赤外線反射マーカは、球体面にガラスビーズで被覆されており、ガラスビーズに入射した赤外光が屈折により同方向に反射することができ、周囲との光量の差からマーカの位置を認識することが可能となる。原点などの座標空間の認識を行うためにはキャリブレーションを行うが、この作業には、Static と Dynamic のキャリブレーションがあり、Static では原点と X, Y, Z 座標の方向等を設定し、Dynamic では一定間隔でマーカが取り付けられた棒を任意に動かすことで、校正空間内でのマーカの位置を計測することが可能となる。12 台の CCD カメラによって、赤外線反射マーカを捉え 60Hz のサンプリング周波数で計測を行った。今回の計測での反射マーカの取り付け位置は、図 2.6 に示す様に足部の股関節、膝関節、足関節、中足骨頭、踵の 5 ヶ所に取り付けた。



CCD カメラと反射マーカ



反射マーカの取り付け位置

図 2.6 動作計測装置

床反力計においては、片麻痺歩行を計測する今回の実験では、片側 4 枚の床反力計を使用して計測を行った。床反力計の仕様としては、1 枚のプレートの背面に 4 つの歪み計が取り付けられており、方向成分としては、床反力作用点を中心とした、鉛直方向 (Z)、進行方向 (Y)、左右方向 (X) の 3 方向成分とその合力が計測される。床反力作用点においては、各床反力の全体座標系での設置位置が決まっており、プレート面上に荷重が架かった場合、4 箇所の歪み計からモーメントの釣り合い式によって作用点座標が計算される[2-15][2-16]。図 2.7 に計測用装具と床反力計を示す。

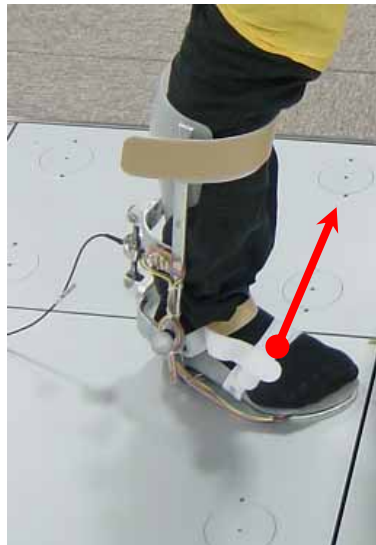


図 2.7 計測用装具と床反力計

今回開発した計測用装具(SMO)は,装具の背面に荷重計を取り付けたもので,装具のニュートラル位置(足関節位 90°)で無負荷の状態になる.図 2.8 に示す様に足関節を背屈することで荷重計には引張荷重が架かり出力としては正荷重を示す.又,底屈することで荷重計には圧縮荷重が架かり負荷重を出力することになる.使用した荷重計は定格出力 $\pm 1\text{ kN}$ であり,歩行中の足関節部の負荷に対して十分耐えられるものである.荷重計からの荷重電圧はアナログコンディショナーをアンプとして使用した.仕様としてはブリッジ電圧を 2.5V に設定し, $\pm 1\text{ kN}$ の荷重計の物理量を $\pm 10\text{ V}$ の電圧で出力する.この出力電圧を VICON 側の床反力計の A/D 変換ボードを接続することによって 3次元動作分析装置との同期計測を行った.

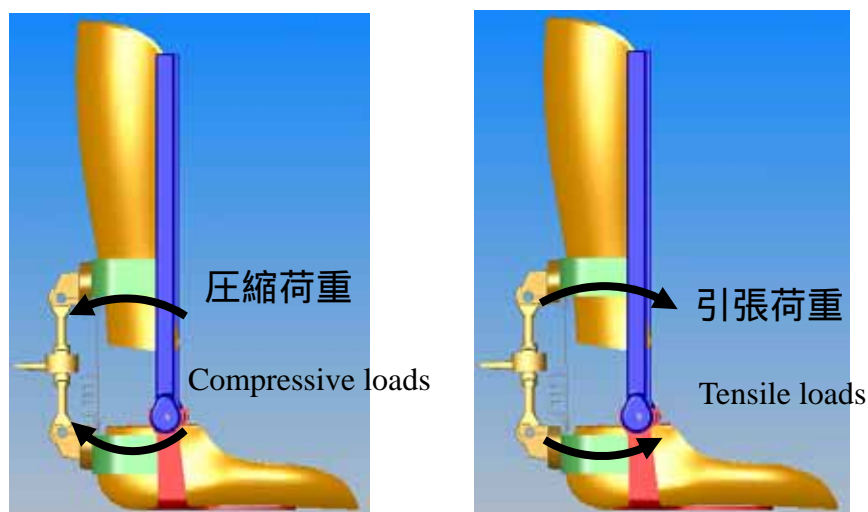
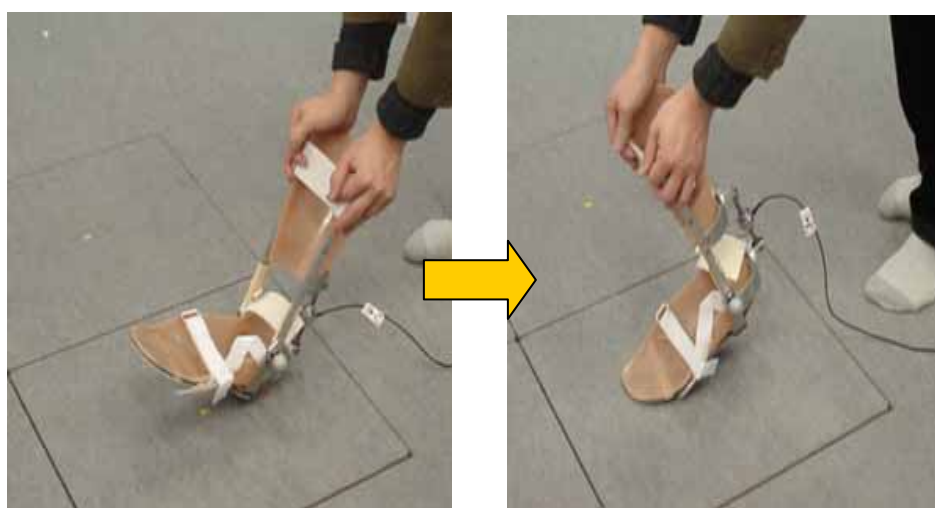


図 2.8 足関節の状態とロードセル

歩行に追従したモーメント値の確認のため較正試験を行った。試験方法は、図 2.9 に示す様に装具を床反力計上で Heel-Contact から Toe-Off までを模した荷重を印加し、このときの 3 次元動作分析装置と床反力計から計算された足関節周りのモーメント値と、SMO に取り付けられた荷重計の値と足関節位置から求められたモーメント値の比較を行った。図 2.9 に示すグラフは、3 次元動作分析装置と床反力計から算出したモーメント値と SMO の計測データより算出したモーメント値の比較である。時間軸の 0% ~ 45% は立脚相前半を表し、圧縮荷重の出力となる。45% ~ 100% は立脚相後半を表し、引張荷重の出力となる。図に示す様に、機械的な誤差は若干見られるものの、歩行計測には問題なく使用できることが確認できた。



立脚相前半での圧縮荷重

立脚相後半での引張荷重

較正試験

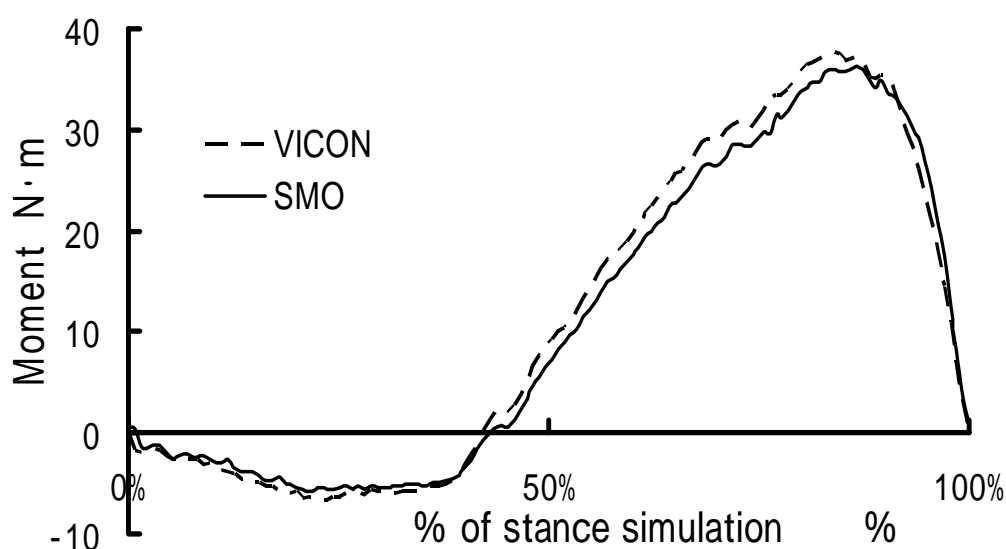
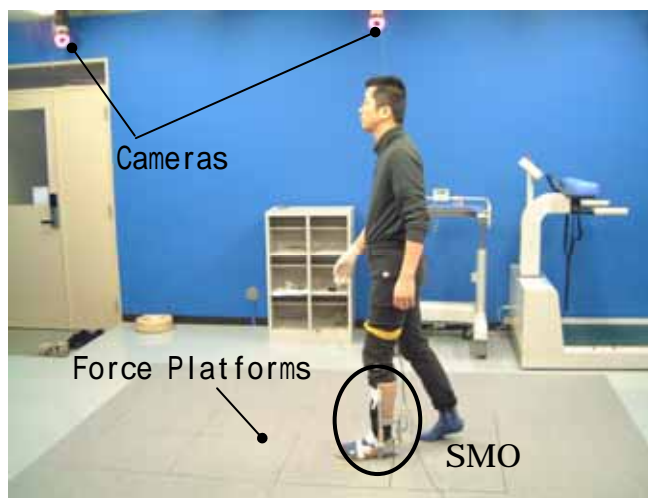


図 2.9 : VICON と SMO のモーメントの比較

2.2.3 SMO を装着した予備実験

健常者による歩行実験を行った。実験は、SMO を装着し 3 次元動作分析装置内の床反力計の上を通常の歩行を行った。図 2.10 に健常者歩行による SMO のデータと床反力計のデータを示す。床反力計から踵接地 (HC), 足底接地 (FF), 踵離地 (HO), つま先離地 (TO), 遊脚中期 (MS), 踵接地前 (DC), 立脚期 (HC ~ HO), 遊脚期 (TO ~ DC) のタイミングを定めることができ、歩行での足関節周りの底背屈を確認できた。



実験の様子

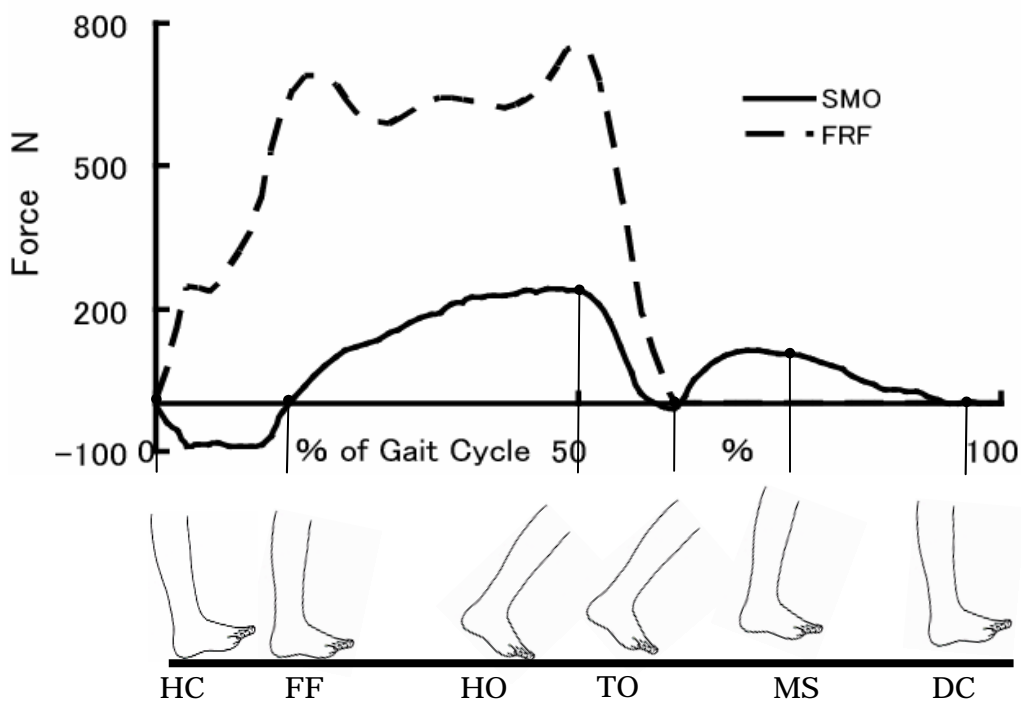


図 2.10 SMO の計測データと床反力計データ

図 2.11 は健常者の 1 歩行周期における足関節モーメントと SMO によって計測されたモーメントを示している。ここで横軸は踵接地から次の踵接地までを正規化してある。この健常者の 1 歩行周期の歩行パターンについては Vaughan ら (1992) が行った歩行分析にも対応している[2-17]。ここで 3 次元動作分析装置と床反力計から算出されるモーメントと SMO によるモーメントとの関係は、立脚期においてはその差が筋力によって足関節が発揮したモーメントであり、遊脚期においては SMO の正の出力は前脛骨筋によってつまずきを防ぐために背屈させるモーメントを表している。これは山本ら(1997,2002)が提唱している差による筋力のモーメントと一致する[2-18][2-19]。

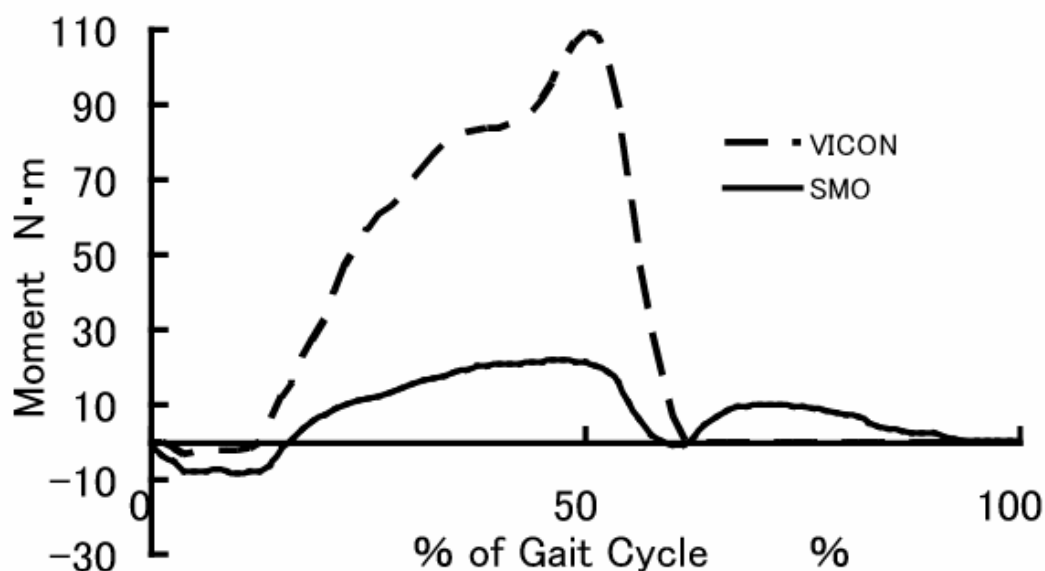


図 2.11 VICON と SMO のモーメント

2.3 脳卒中片麻痺者の痙性評価実験

2.3.1 各被験者の状況

BRS(Brunnstrom Recovery Stage)の , レベルの被験者を対象としている .

- ・ A 氏 51 歳 脳出血 (右脳部), 体重 : 65.2 k g
- ・ 受傷年月 : 平成 15 年 7 月 , 入院期間 : 6 ヶ月
- ・ 使用装具 : 金属支柱型短下肢装具 (屋内外兼用)
- ・ 杖の使用 : 外出時 (実験時は必要無し), 装具破損歴 : 無
- ・ 装具なしでも歩行可, 足クローヌス有り
- ・ 実験前の足関節の状態確認 自動底背屈 : 不可, 他動底背屈 : 若干可能
- ・ 痙性 : Mild



図 2.12 被験者 A

- ・ B 氏 58 歳 脳梗塞 (右脳部), 体重 : 72.3 k g
- ・ 受傷年月 : 平成 16 年 3 月 , 入院期間 : 1 年 2 ヶ月
- ・ 使用装具 : 金属支柱型短下肢装具 (屋外用)
- ・ 杖の使用 : 外出時 (実験時は必要無し), 装具破損歴 : 無
- ・ 屋内のみ装具なしで歩行
- ・ 実験前の足関節の状態確認 自動底背屈 : 若干可能, 他動底背屈 : 若干可能
- ・ 痙性 : Medium

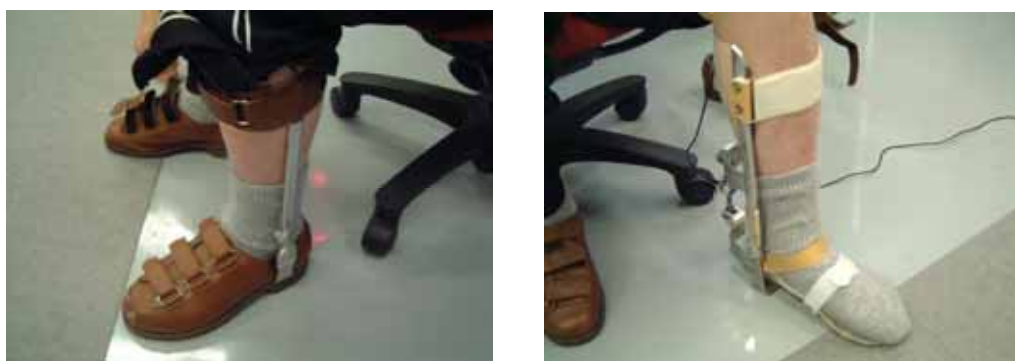


図 2.13 被験者 B

- ・ C氏 56歳 脳出血（視床下部出血），体重：70.5 k g
- ・ 受傷年月：平成 14 年 9 月，入院期間：2 年
- ・ 使用装具：金属支柱型短下肢装具（屋内外兼用）
- ・ 杖の使用：外出時（実験時は必要無し），装具破損歴：ベルト切れ
- ・ 100mぐらいは装具なしで歩行可
- ・ 実験前の足関節の状態確認 自動底背屈：底屈のみ，他動底背屈：若干可能
- ・ 痙性：Severe



図 2.14 被験者 C

- ・ D氏 61歳 脳出血，体重：60.6 k g
- ・ 受傷年月：平成 4 年 8 月，入院期間：2 年
- ・ 使用装具：金属支柱型短下肢装具（屋内外別），装具破損歴：ベルト切れ
- ・ 杖の使用：必要（実験時必要），車椅子の使用：外出時
- ・ 実験前の足関節状態確認 自力での底背屈は不可
他動での底背屈は不可（拘縮傾向）
- ・ 痙性：Severe



図 2.15 被験者 D

2.3.2 脳卒中片麻痺者の歩行実験

前項の各被験者の実験前状況を確認後，歩行実験を行った．着目したのは，足関節周りのモーメント計測と踵接地における接地角による歩行安定性を確認した．実験は2.2.3項の計測システムと同様で，3次元動作分析装置内の床反力計上を30試行程度歩行した．各被験者には，事前に実験の説明と歩行練習の日を設けており，計測用装具に十分慣れた状態で実験を行った．本実験は早稲田大学人間科学学術院研究倫理委員会「人を対象とした研究」倫理指針に基づいて行われた．

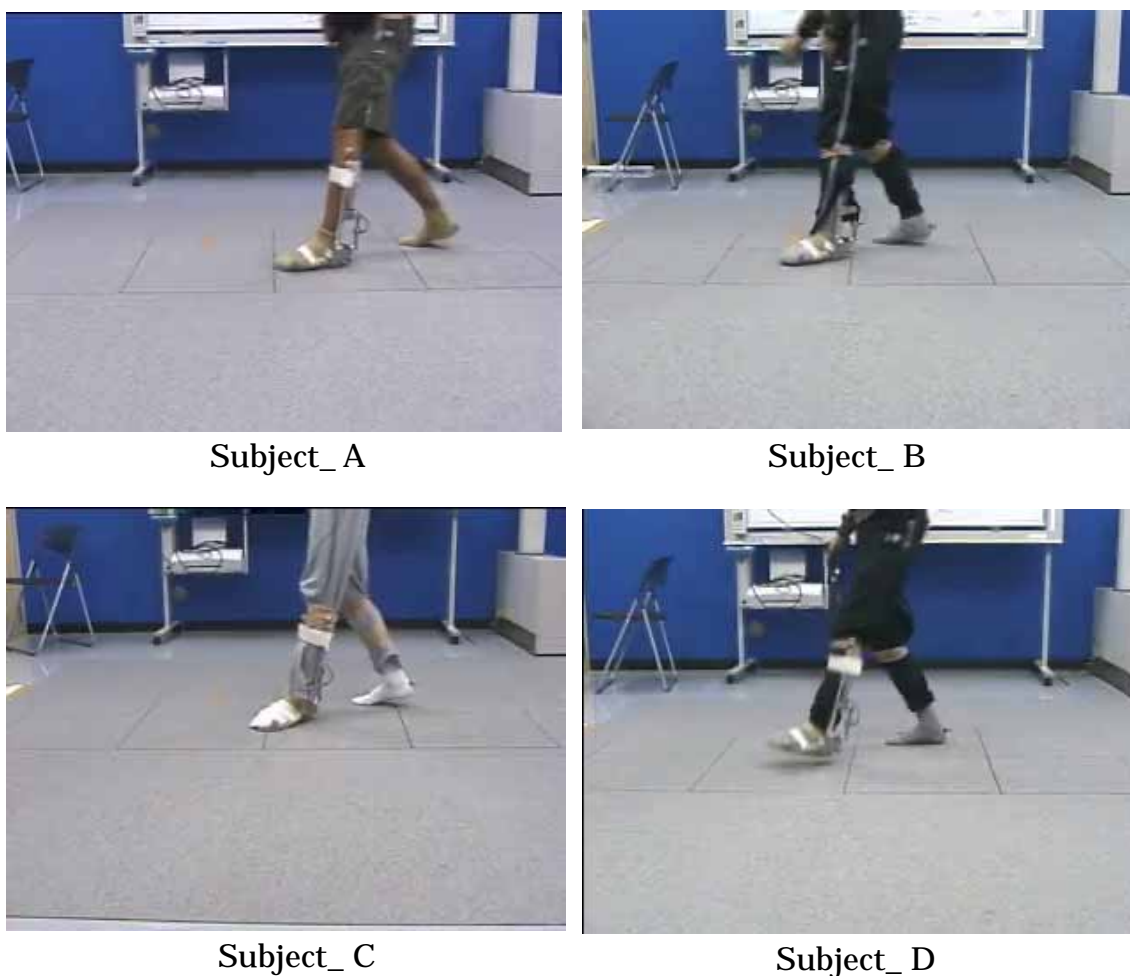


図 2.16 実験の様子

2.4 結果

各被験者のストライド長の平均は，A：0.71m，B：0.50m，C：0.38m，D：0.49m，健康者(HP)は1.13mであった．4名の片麻痺者による歩行実験の結果を図2.17に示す．縦軸は1歩行周期のSMOの計測値から求めた足関節モーメントを示している．正の値が背屈方向，負の値が底屈方向を示す．また，T0は装具装着側の下肢が離地したタイミングを示す．なお，各被験者とも30試行中の特徴を示す3試行分を示した．

被験者 A のモーメントの特徴としては、各試行とも歩行パターンに再現性があり、立脚相前半の底屈モーメントが見られ、立脚相後半には背屈モーメントが顕著に現れた。全試行において変動が大きいのは HC ~ FF までの区間であった。

被験者 B のモーメントとしては、立脚相後半に背屈モーメントが見られる。各試行とも大幅な変動はなく歩行としては安定していることがわかる。立脚初期の踵接地の底屈モーメントは大きくない。遊脚期においては足関節の底背屈モーメントがほとんど見られず足部重量程度でほぼ静止立位角度を保持している。

被験者 C の実験結果のモーメントには、大幅な変動が見られ、非常に不安定な歩行であることがわかる。遊脚期は時折痙性による尖足が確認される。

被験者 D の計測されたモーメントは各試行で大幅な変動は見られないが、立脚全域に周期的な底背屈モーメントを発生しており痙性の亢進が見られる。立脚中期での背屈モーメントが発生することはなかった。遊脚期においても同様に尖足が確認された。

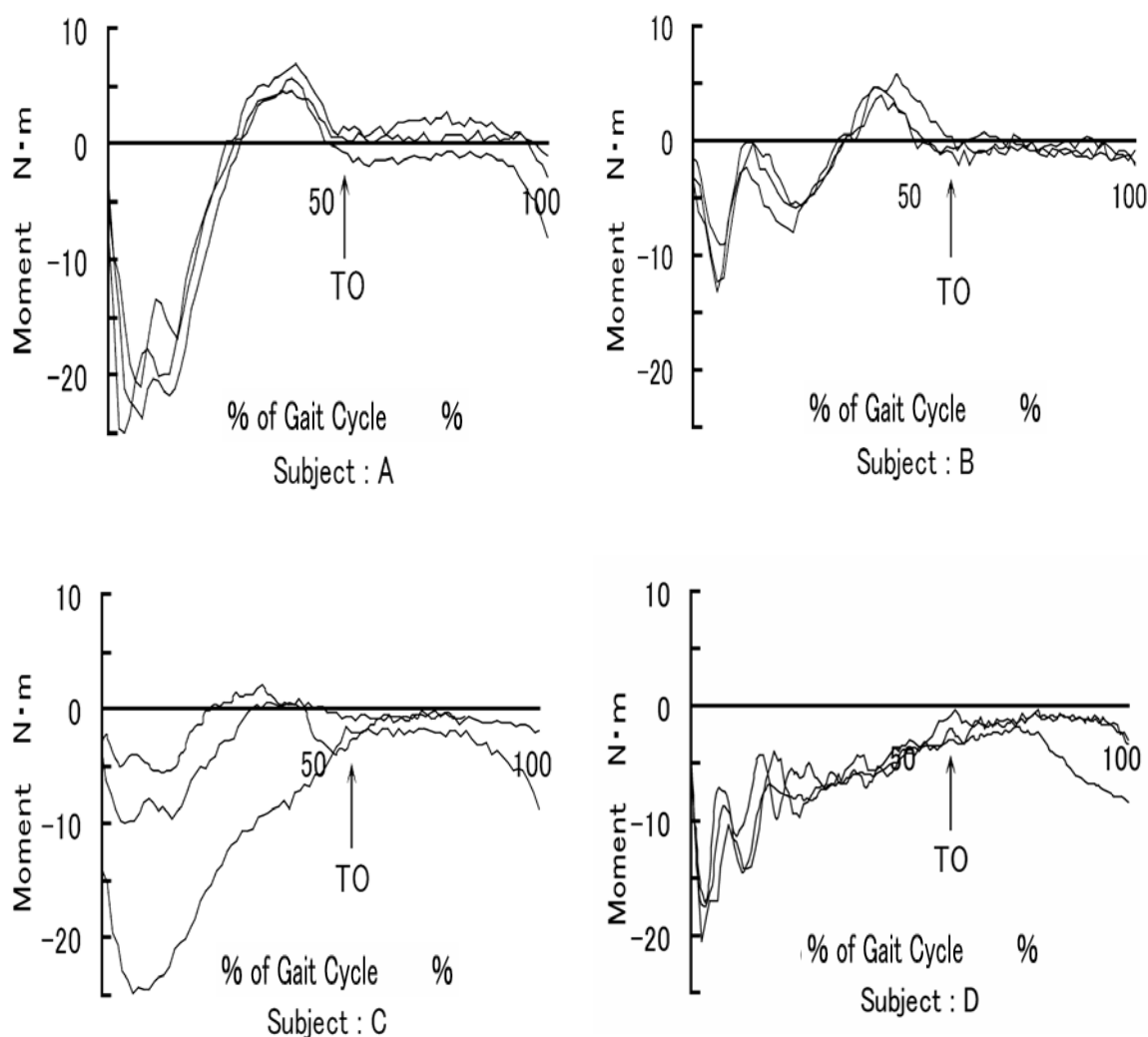


図 2.17 足関節モーメント

山本らが行った装具処方における要件としては、立脚初期の制動モーメントなどが重要視されている[2-20]。そこで本実験結果から踵接地時の接地角と底屈モーメントとが歩容に及ぼす影響を考える。なお、接地角とは踵接地時における床面と足底との角度を意味する。図 2.18 には接地角と SMO の底屈モーメントとの関係を散布図で示した。これらを比較すると被験者 B の歩行が健常者の約 1/2 のストライド長 (SD:0.035m) であるが、ある程度の再現性を保ちながら歩行を行っていることがわかった。これは麻痺側の上下肢及び足関節の状態が比較的良好で踵接地に対しても衝撃を緩和でき、歩行訓練によって自らの安定性を会得していると考えられる。被験者 C では広範囲でばらつきが確認できる。時には接地角 0 度以下の尖足状態が確認できる。これは通常の踵接地ではなく、逆につま先で接地している状態を表している。被験者 A は装具なしでも歩行可能であるが、底屈モーメントにばらつく傾向が見られ下腿三頭筋の筋緊張異常により踵接地における衝撃吸収が適切でないと考えられる。被験者 D は、接地角、底屈モーメント共にばらつく傾向があるが、実験時に杖を使用したことによって安定性が得られている。杖の歩行形式は、前方三動作歩行を用いており、歩行訓練にて会得されたものである。

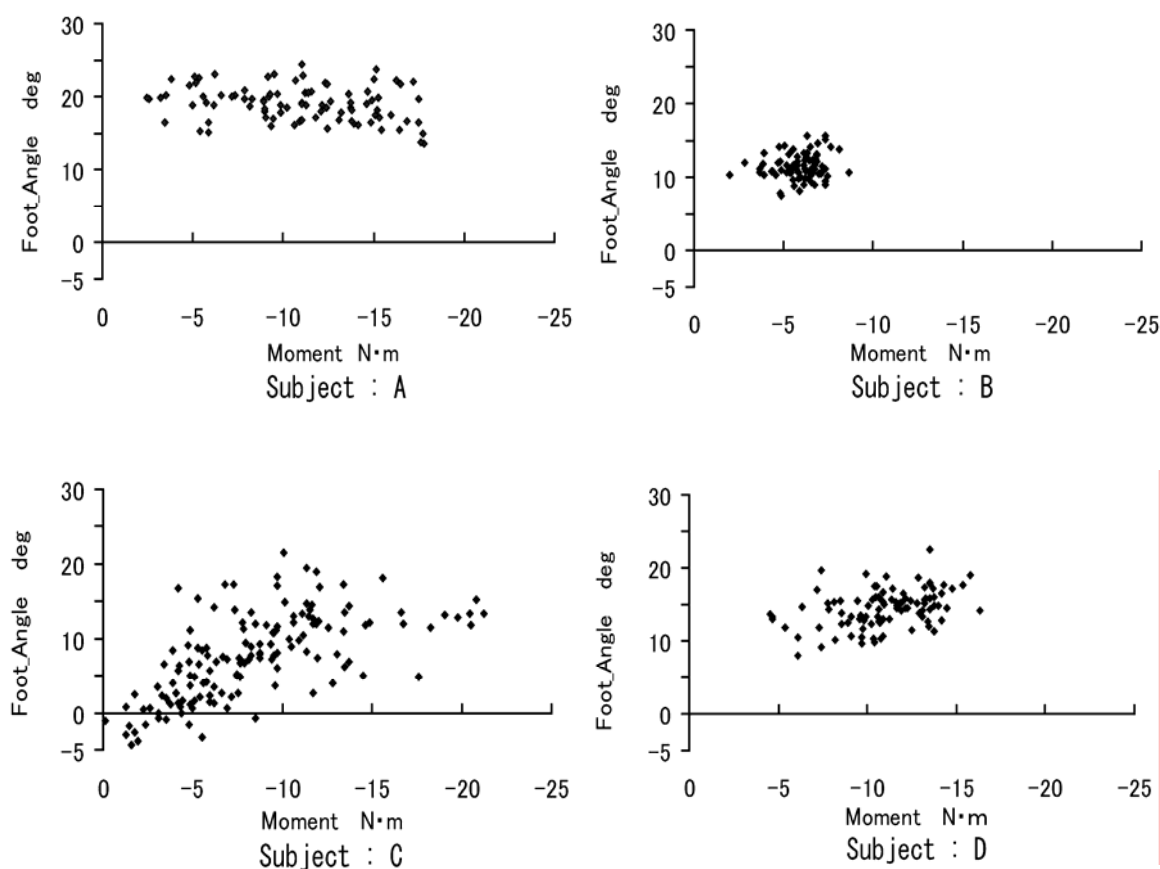


図 2.18 接地角と足関節モーメントとの関係

図 2.19 は踵接地時の接地角および底屈モーメントの平均値と偏差の最大範囲を示す。HP は健常者である。また、接地角の SD は、A:2.4°、B:1.7°、C:5.7°、D:2.6°、HP:1.3° であり、底屈モーメントの SD は、A:4.1Nm、B:1.2Nm、C:4.5Nm、D:2.6Nm、HP:0.4Nm であった。健常者歩行では、平均接地角が大きく、SD が小さいことから足の振り出しが十分に行われ安定した歩行が実現できていることがわかる。また、モーメントについては平均値としてもほとんど顕著な値が認められず、SD も小さいことから、やはり再現性の高い動作であることがわかる。被験者 A は日頃からの歩行訓練によって下肢が訓練されているために下肢の振り出しは可能だが、痙性麻痺の影響により足関節が踵接地における衝撃吸収が困難であると考えられる。また、計測用装具の装着前に足クローヌスの発生が認められた。被験者 B は理学療法士による歩行訓練プログラムを受けた後 6 ヶ月が経過しており、被験者の中でも退院後最短である。前述に示す様に実験前の足関節の状態では底背屈位も確認しており被験者の中では比較的軽度と考えられる。被験者 C の足関節状態は、背屈指示に対して底屈になるなど明らかに下腿三頭筋のコントロールが困難な状態を確認している。また、視床下部付近の脳出血であり軽度の高次脳機能障害と診断されておりその影響も考えられる。大きな特徴としてはいずれも SD が顕著に大きな値を示しており極めて再現性の低い動作であることがわかる。最低接地角は約-5.0deg にもなり痙性の筋緊張異常より歩行パターンの異常が顕著に出現している。被験者 D では、足関節の自動は不可であり他動に関しても拘縮傾向にある。

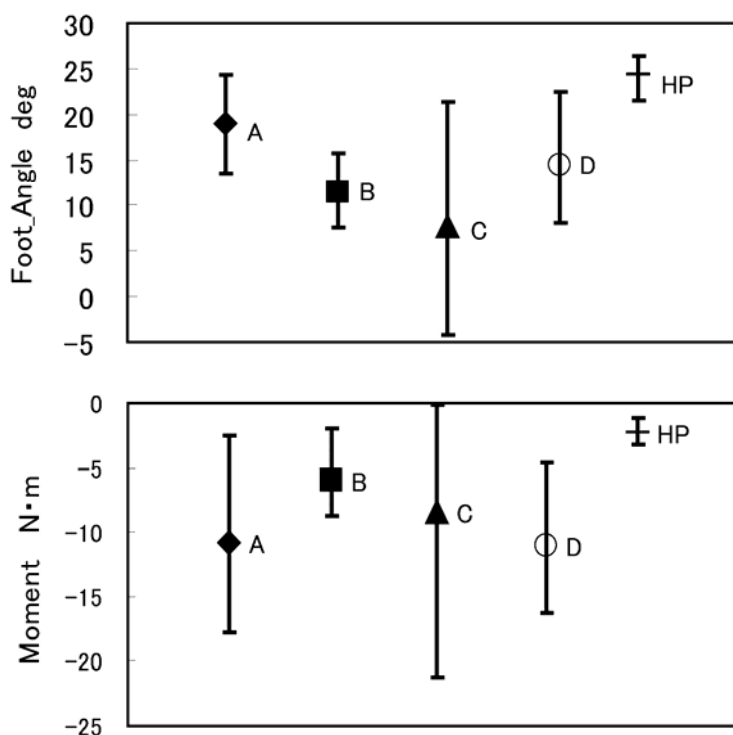


図 2.19 接地角・足関節モーメントの平均と最大（踵接地時）

以上の通り，実験結果から脳卒中片麻痺の各被験者における足関節底背屈の状況を詳細に得ることができ，痙性麻痺の特徴を定量的評価の可能性を示すことができた．個々の片麻痺者に適合した装具を製作する際に参考となる知見として以下のことが考えられる．例えば，被験者 A は，接地角は十分にあるが底屈モーメントにばらつきが見られるので Flexible ankle type の装具を適用できるが，踵接地における衝撃に耐えるだけの強度が必要である．被験者 B は，比較的安定した歩行であり底屈モーメントも大きくないうえ立脚中後期には背屈モーメントも確認できるので Flexible ankle type の装具が適用できると判断できる．被験者 C のような接地角に大幅なばらつきがある場合，尖足による転倒も危惧されるので Rigid ankle type の装具が求められるであろう．被験者 D は，痙性麻痺による影響が大きいため Rigid ankle type の装具で対応が可能ではないかと考えられる．但し，被験者 C, D においては，渡辺（1981）や植松（2004）が報告しているプラスチック短下肢装具の適応限界の観点から金属支柱型短下肢装具を適用する必要があると思われる[2-21][2-22]．

2.5 小括

脳卒中片麻痺の痙性歩行を評価するための計測用装具（SMO）を開発した．今回開発した計測用装具は，一般に販売されている保障された機器ではないため，構想設計から始め，開発過程において検証実験による動作確認を行った．その結果，開発した計測用装具の実験データは問題なく計測することが確認できた．また，計測用装具を使用して脳卒中片麻痺者の痙性歩行の評価を行った．4名の被験者は，BRS(Brunnstrom Recovery Stage)のⅡ，Ⅲレベルであり，痙性の状態の軽から重までの範囲を網羅している．短下肢装具は，静止立位時において，足関節 90°のニュートラルな位置が基準となり，痙性による底背屈モーメントを装具の矯正モーメントで補正する機能が必要である．今回の計測用装具は，この足関節 90°を基準位置として，歩行中どれぐらいの底背屈モーメントを発生するかを計測している．この結果を第 4 章の歩行中の装具の非線形有限要素解析で，境界条件として使用した．また，立脚初期の踵接地と足関節モーメントに着目して，その散布図より痙性の影響により歩行の不安定性を確認することができた．これは，1 歩行周期中の立脚初期の踵接地の不安定が立脚中期，後期，遊脚期にも及ぼすキネティックチェーンである．よって，踵接地の状況に着目することで，全体の歩行傾向を把握することに繋がる．短下肢装具の適応性については，宮崎ら（1993）がバイオメカニクス的な解析を行った [2-23]．また，短下肢装具の処方基準などの適合判定においても，各リハビリテーションで様々な考え方が見られる[2-24～30]．今後は，本章の歩行分析を利用してプラスチック型か金属型かの装具選択基準を決定づけることができればと考える．

第 3 章

装具設計手法と装具変形特性

3.1 目的

第 2 章にて脳卒中片麻痺の歩行分析を行うことで、装具設計要件を抽出できた。本章では、3 次元 CAD による装具設計手法と装具バリエーションによる変形特性の違いを FEA によって検証し、装具引張実験によって非線形特性の妥当性が得られたことについて述べる。

第 1 章で従来の装具製作手法について示した通り、製作過程において設計という概念はなく、可撓性の強弱の調整においては、後方支柱のトリミングを義肢装具士の勘と経験で行われているのが現状である。Sumiya ら (1996) は、トリミングと足関節モーメントの関係を、専用器具を開発して計測している。その際に 9 つのトリミングラインを決めているが、装具を製作する際には、従来の勘と経験でトリミングを行っている[3-1][3-2]。装具設計の困難な点は、自由曲面で構成されている装具形状にあると考えられる。装具形状を 2 次元図面化し更にトリミング設計するには、効率的な作業ではない。一方、3 次元 CAD の技術開発は 1970 年代ごろから始まり、ハードウェアである PC (Personal Computer) が急速に発達することによって、製造業でも導入される様になってきたのは 1990 年中期以降からである。かつては、3 次元 CAD の導入に数千万円の投資が必要でありメンテナンス費用も高額であったが、現在では、価格も下がり操作性も良くなり個人レベルでの使用が可能となった。特に、自由曲面を設計できるようになった点が 3 次元 CAD の強みであり、意匠デザインを含んだ製品設計においても大きく貢献していると考えられる。義肢装具における CAD を利用した研究としては、大柴ら (2002) が行った義足ソケットの製作システムの開発研究[3-3]や商業ベースでは川村義肢が導入した CAD/CAM システム (バイオスカルプター) によって、義足ソケット、体幹装具、チェアースキートなどの CAD によるデザイン設計が行われている[3-4~8]。

本章では、3 次元 CAD を使用して従来なかった装具設計手法を考案し、装具デザインを構造解析により変形特性を確認することで、装具選定における 1 要素とすることを目的とした。装具の構造解析では、従来は、線形有限要素解析のみで評価を行っていたが、大変形領域にかかるプラスチックの解析は、非線形有限要素解析で行うことは必須であり、今回の構造評価には幾何非線形解析の手法を使用した。

3.2 方法

3.2.1 装具モデル構築の流れと用語

患側下腿部の型取りをするためにギプスによる採型を行った。採型された雌型に石膏を流し込み石膏陽性モデルを作成した。ここまでは、従来の装具製作手法における型取りの方法である。この石膏陽性モデルから接触式 3 次元測定器（デジタイザ）で装具モデルの基となるサーフェスモデルを作成する。このサーフェスモデルをソリッド化することで、装具モデルを作成した。

下腿部から装具モデル化までの流れを図 3.0 に示す。



患側下腿部



ギプス採型



石膏陽性モデル





デジタイジング



サーフェスモデル



装具モデル

図 3.0 装具モデル化の流れ

3.2.2 デジタイズによる装具モデルの構築

装具の 3 次元モデル化を行った。使用した装置は、接触式 3 次元測定器である Microscribe-3D である。一般的な使用方法としては、映画や CG アニメーションに使用されるキャラクターのクレーモデルを 3 次元化する際や工業デザインにおいては金型製作での雄型の 3 次元データの取得などに使用されている。本機器を利用して、Nagasaka ら（2003）は、非 X 線写真での頭骸骨計測システムの開発で頭部の座標位置の計測として用いられ[3-9]、三幡（2004）が行った野球投手の肩関節動揺性の増加のメカニズムを解明するために、新鮮凍結屍体での 3 次元位置データの計測に用いられている[3-10]。図 3.1 に本体と仕様を示す[3-11]。

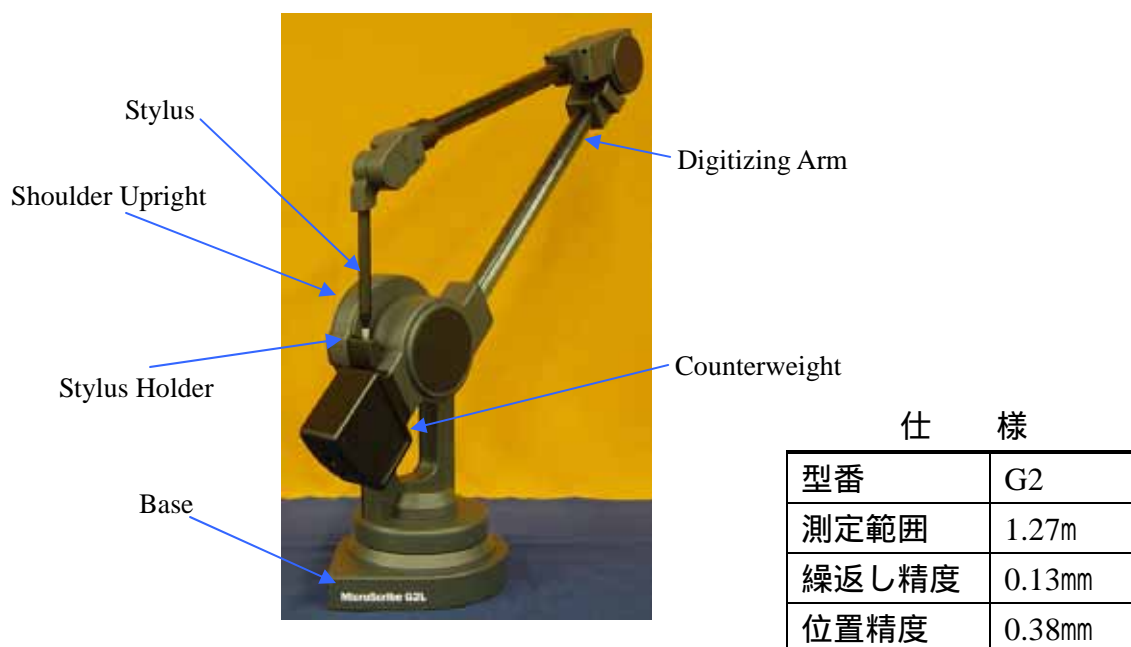


図 3.1 Microscribe 3D

モデル化の手法としては、非接触式では、レーザーを用いた方法やモアレ縞を投影してイメージをカメラで取り込み高密度点群データを出力する方法などが考えられるが、取得した点群データの後処理や回り込みの部分でのマッチングが困難となり作業自体がスムーズに行えない。また、片麻痺者の足部から直接 3 次元データを取得することは、麻痺による足部変形により困難である。今回の装具モデル化は、足部の石膏陽性モデルを使用した。石膏陽性モデルに測定用のラインを付け、測定器のプロブをラインに沿って計測した。計測の際のプラグインソフトは Rhinoceros を使用した。

図 3.2 に、石膏陽性モデルの測定ラインの付け方と測定方法を示す。



接触式測定器での装具のモデル化手法



測定ライン

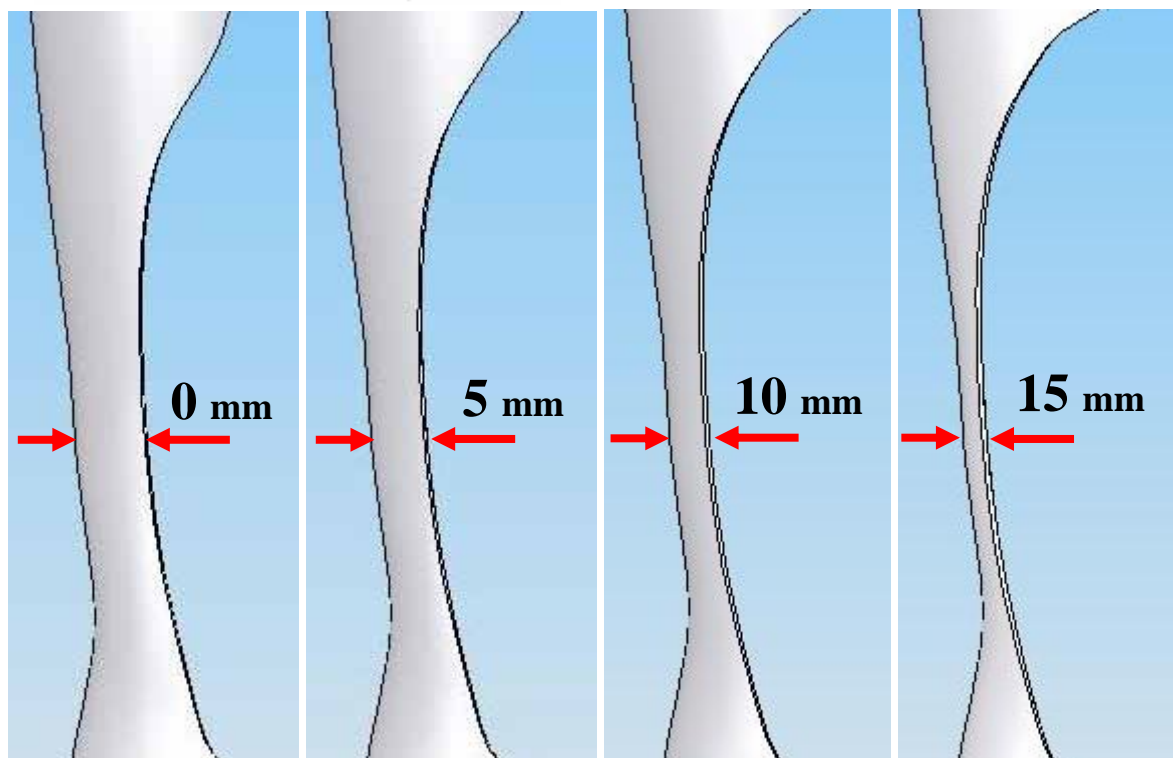
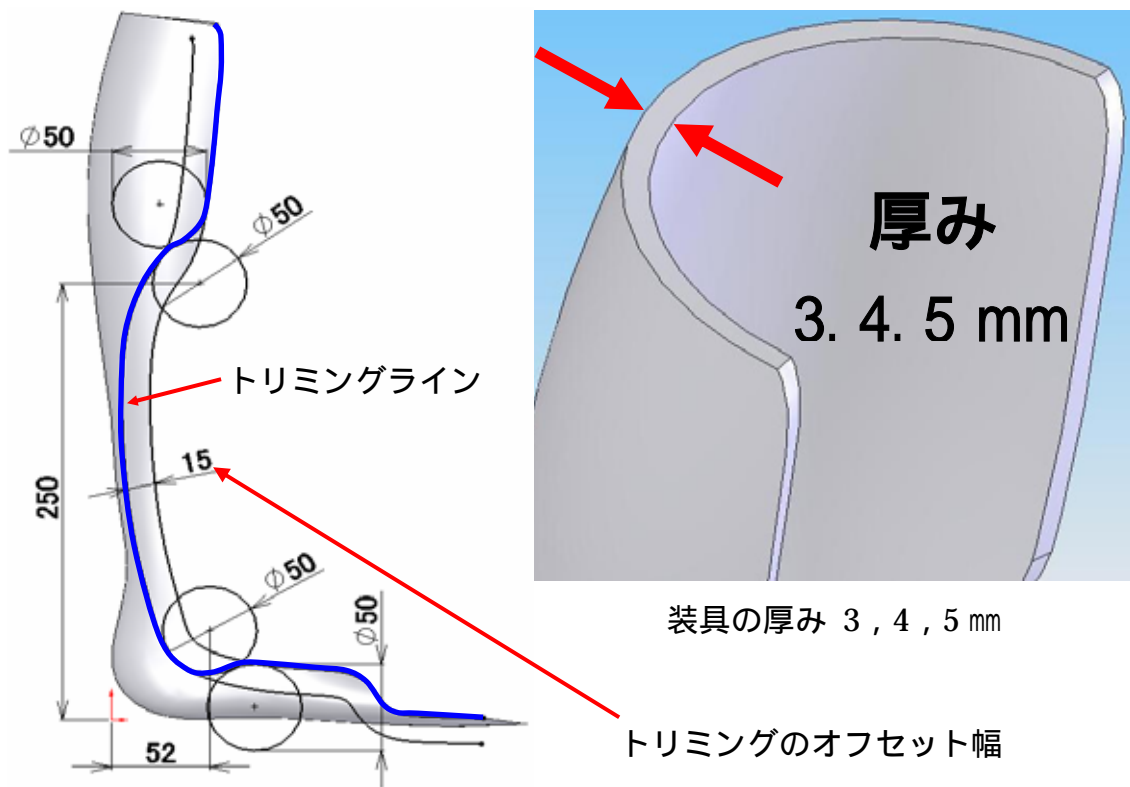


装具のサーフェスモデル

図 3.2 石膏陽性モデルと測定方法

3.2.3 装具設計手法

3.2.1 項で取得したサーフェスを厚み付けとトリミングを行い、装具モデルを作成した。3次元CADツールはSolid worksを使用した。厚み付けは、3次元CADのコマンドを使うことで可能であるが、トリミングにおいては、スケッチをする必要がある。今回はトリミングエッジをオフセットすることでトリミング幅を決めた。オフセット幅は、0、5、10、15mmの4段階である。カフ部と足底部のエッジに関しては、オフセットする必要はないので、オフセットしたエッジとを滑らか繋ぐために、50mmの円を作成した。50mmの各円は座標中心から寸法付けをして位置決めした。最終的に作製した装具モデルは、装具製作で一般に使用される厚みである3mm、4mm、5mmの3種類とトリミング0mm、5mm、10mm、15mmの4種類の計12種類の装具モデルを作製した。図3.3に装具モデルを示す。



Default edge

Default edge を基準とするオフセット幅
0 , 5 , 10 , 15mm のトリミング

図 3.3 12 種類の装具モデル

3.3 有限要素解析 (FEA) による装具変形特性

ANSYS を用いて装具モデルの 3D_FEA を行った [3-12] [3-13] . 解析手法は , 平衡イタレーション毎に座標変換を行う幾何非線形解析である . FEA に関わる諸定義を表 3.2 に示す [3-14 ~ 17] . 境界条件においては , カフ部を座標中心より 320mm から 370mm 間で完全固定した . 荷重位置は , 足底を座標中心より 200mm の位置とし , 底背屈方向に 10N 毎の Step 荷重を架けた . 図 3.4 に境界条件を示す .

表 3.2 FEA 定義

Mesh Definition

Mesh Type	10-Node Quadratic Tetrahedron
Element	2018
Node	4257

Material Property

Material	Polypropylene
Young's modulus	1.372×10^9 (Pa)
Poisson's ratio	0.41
Density	910 (kg/ m ³)
Tensile strength yield	3.3×10^7 (Pa)
Compressive strength yield	4.5×10^7 (Pa)

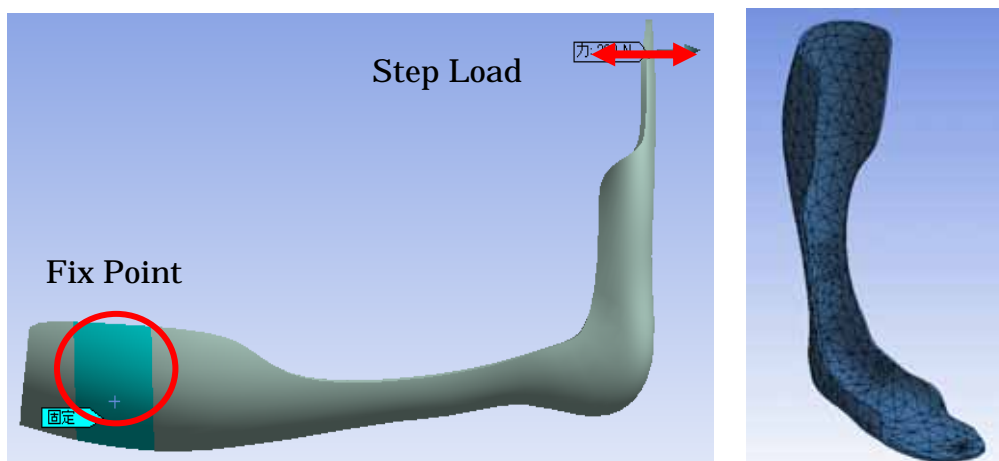
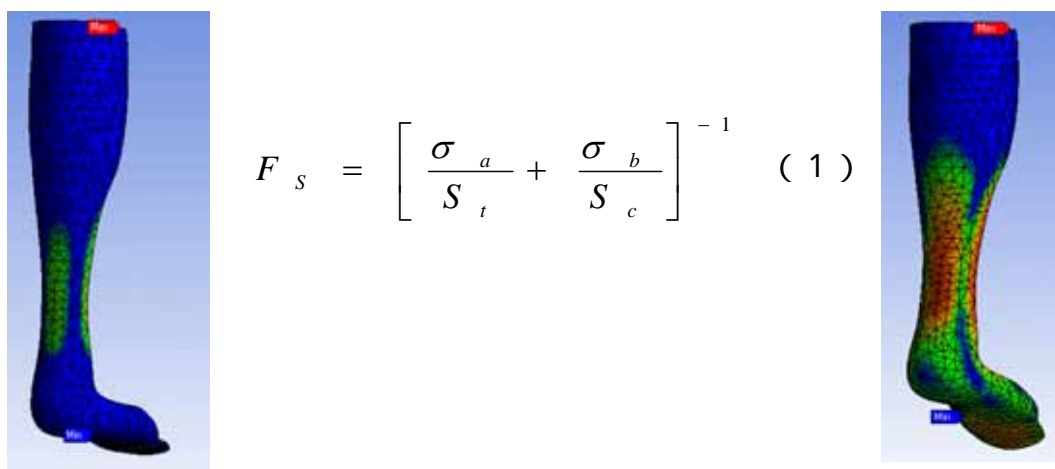


図 3.4 FEA 境界条件

3.4 装具バリエーションによる変形シミュレーション

厚み3種類(3mm, 4mm, 5mm)とトリミング4種類(0mm, 5mm, 10mm, 15mm)とし, これら変形特性を FEA で確認した. 境界条件は, 3.3 項の境界条件と同様に, カフ部を固定し, 足底部に 0N ~ 200N までのステップ荷重を底背屈方向に架ける設定とした. 設計の段階での材料の引張降伏強さと圧縮降伏強さ基準とするモールクーロン理論に基づく (1) 式で示す安全率で評価し, その使用範囲を限定した[3-18][3-19]. (1) 式は F_s : 安全率, a : 最大主応力, b : 最小主応力, S_t : 引張降伏, S_c : 圧縮降伏を示す.



$$F_s = \left[\frac{\sigma_a}{S_t} + \frac{\sigma_b}{S_c} \right]^{-1} \quad (1)$$

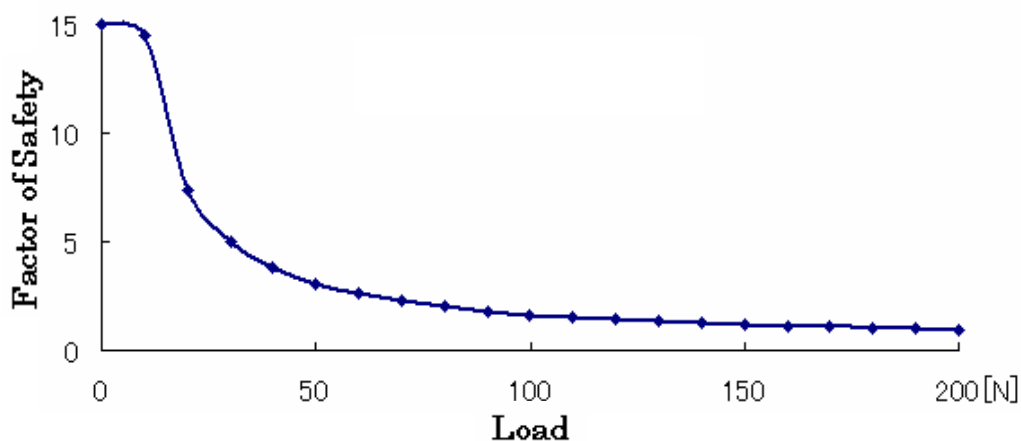


図 3.5 厚み 5mm , トリミング 0 の各ステップの安全率

図 3.6 は, 厚みとトリミングとの関係を示す解析結果であり, 安全率を適用し使用範囲を限定している. 厚み 5mm でトリミングが 0mm は, 荷重に対する変位が小さいので, “硬い”装具であり, その非線形カーブは, くだらかなものになっていることが判る. また, トリミングの深さが大きいほど, 非線形カーブが大きくなり, 荷重に対して急激な変位となる. よって厚みが薄くトリミングカーブが大きいほど, 荷重に対する変位の変化は大きく, “柔らかい”装具であることが判る.

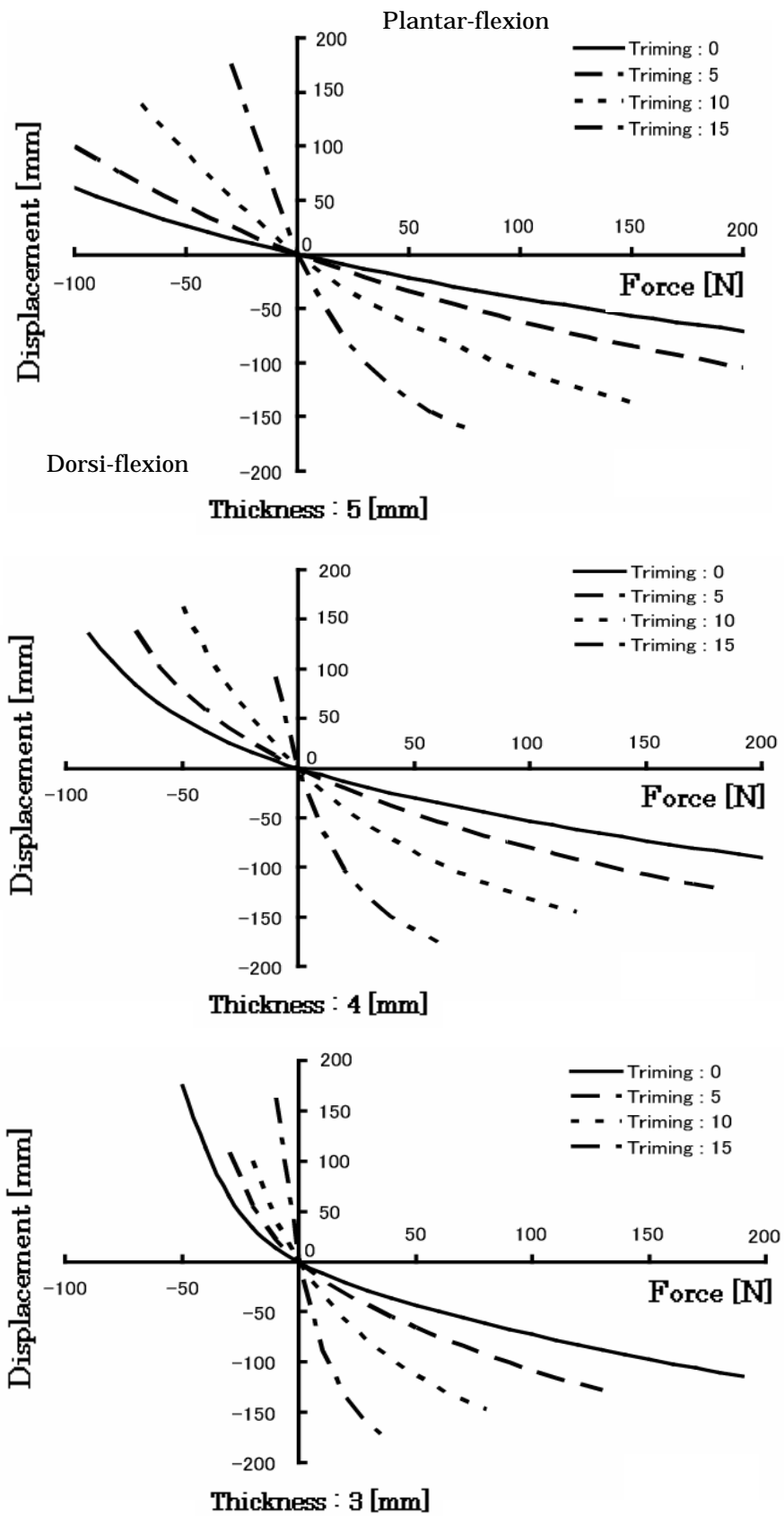


図 3.6 12 種類の装具の FEA 結果

3.5 装具モデルの妥当性の検証

3.5.1 実験用装具の作成

作成した装具モデルが解析上での変形特性としての妥当性を検証した。検証方法は、3次元モデルから実際に装具を作成し、FEAで行った境界条件と同じ条件で引張荷重を架けた。装具モデルは厚み4mmでトリミング0mmの標準のもので評価を行った。3次元CAD上での装具モデルを実際に作成するために、装具表面に面カーブ(横方向:30カーブ,縦方向:1カーブ)を付けた。そのカーブの位置と長さを実際の装具に印を付けトリミングを行った。図3.7は、CAD上での装具モデルとCADモデルを基に実際に作成したプラスチック装具を示す。

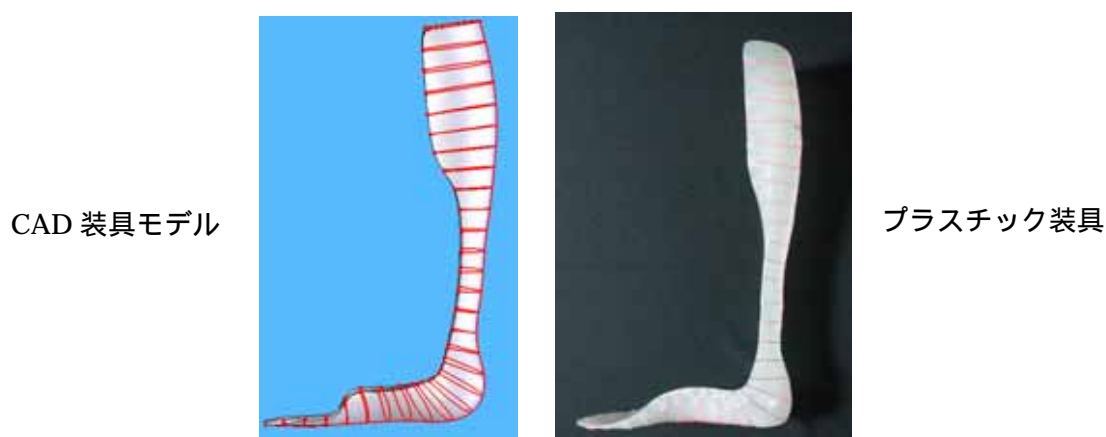


図 3.7 実験用プラスチック装具

3.5.2 引張実験

装具の引張実験を行い荷重に対する変位を計測した。カフ部は、踵より350mm付近に固定具を付け、足底部は踵より200mmの位置に引張用金具を取り付けた。引張用治具には荷重計を取り付けており、底背屈方向の引張変位に対する荷重値を計測した。図3.8は、引張位置と固定位置を示す。図3.9は、引張試験を示す。

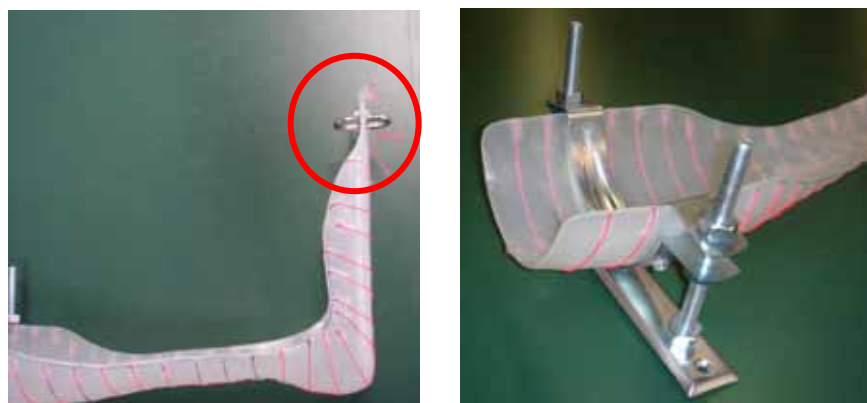
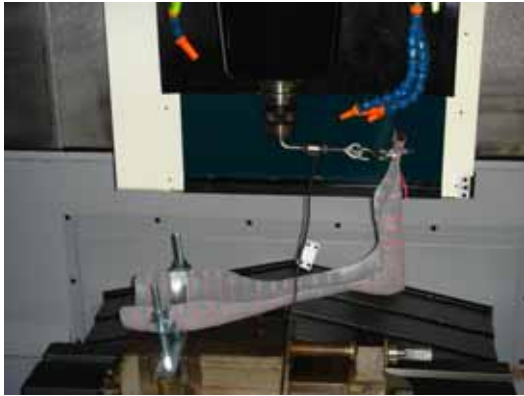
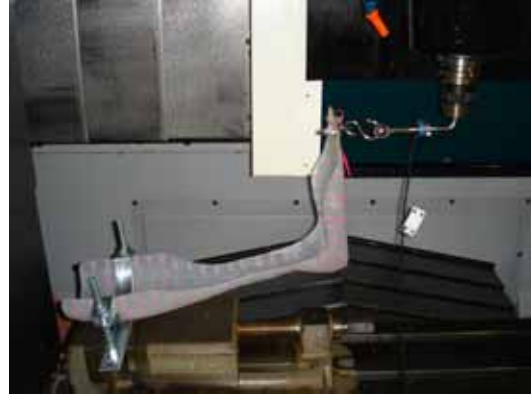


図 3.8 引張位置と固定位置



背屈方向



底屈方向

図 3.9 引張試験

3.5.3 引張試験と FEA との比較

図 3.10 に、厚み 4mm トリミング 0mm の引張実験結果と FEA との比較値を示す。FEA の解析結果では、引張実験結果と同様に非線形特性を表現していることが判る。この装具の非線形特性は、赤澤ら(1995)が行った装具の剛性実験の結果とも近似する。今回は静荷重でありヒステリシス特性は見られない[3-20]。今回用いた実験用装具は、ポリプロピレン材の加熱冷却による材質や厚みの不均一、および引張環境の違いなどがあるものの、FEA と同等な非線形特性の結果が得られ、FEA を目的とした装具モデルは妥当であると考えられる。

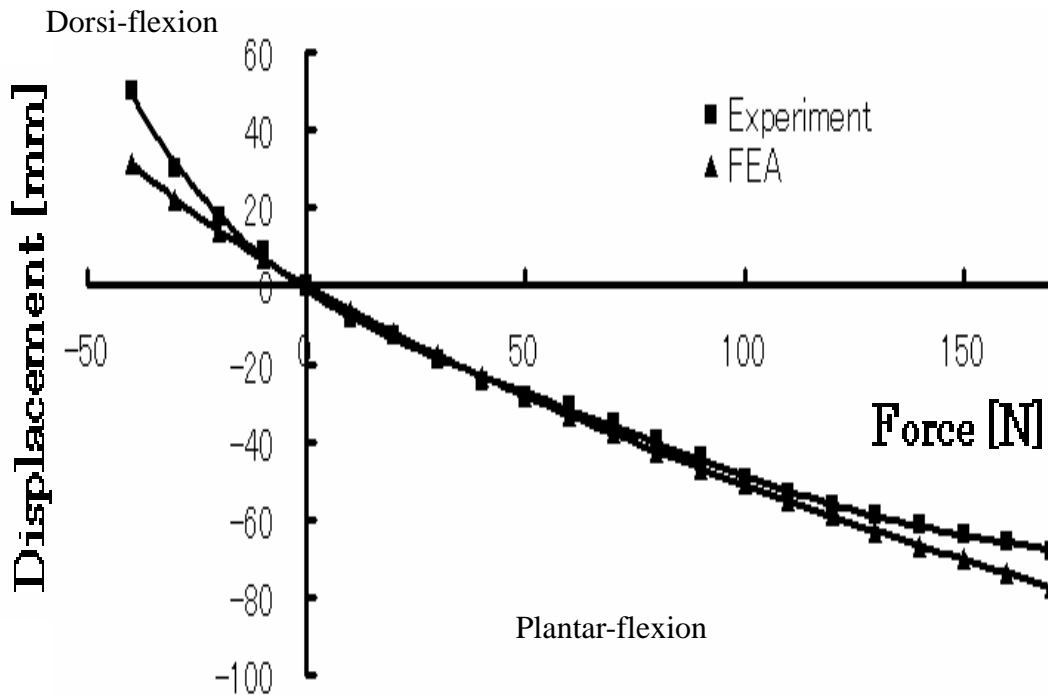


図 3.10 FEA 境界条件

3.6 小括

本章では、3次元CADによる装具設計とデザイン毎の非線形変形特性をFEAによって結果を得ることができた。装具モデルの取得法については、従来の完成された装具をCTスキャンなどで形状を取得する手法ではなく、設計を意識して、石膏陽性モデルからサーフェスモデル取得した。これにより3次元CAD上で形状変更修正が可能となり、デザインの自由度も広がると考えられる。将来的には非接触センサーで足部データを取得する方法も考えられるが、痙性麻痺による足部変形を考慮するとデータ取得のために専用治具が必要になるなど大掛かりになりやすいため、今回の手法である足部石膏型からモデル化を行うことは妥当であると考えられる。

引張実験による妥当性の確認では、変形特性は、第2章での装具使用者の歩行実験で得られた接地角と足関節モーメントの散布図で表される設計方針と合わせて検討することで、装具選定を行うことができた。山本ら(1988)は、プラスチック装具に関して様々な検討を行っており、その中で有限要素解析を利用した装具変形についても言及している[3-21~24]。しかし、その解析は、線形静解析によるものであり、引張実験を行っても結果は合うことはない。特に、プラスチックの有限要素解析を行うときは、材料上では弾性範囲内であっても、その変形は大変形領域となるので、幾何非線形解析を行うことが重要である。

装具選択におけるポイントを述べている研究は、山本らを始めとして鈴木ら(1990)など臨床の現場からも多く出ており、本論文においても参考とした[3-25~28]。本章の応用例として挙げられるのは、形状変更によって装具硬度を可変できる点にある。一般にはコルゲーションと呼ばれる手法が以前から行われている。山崎ら(2003)は、装具の背面に入れるコルゲーションが装具の硬度を変えることに着目して6種類のコルゲーションを入れて引張荷重と撓み量の比較を行った[3-29]。実際の装具では、1度コルゲーションを入れると修正や調整が困難であるが、今回の研究では、3次元CADにより形状変更は自由に行うことができ、修正も可能であり、トリミングに依らない硬度調整が可能になると考える。また、西川ら(2002)は、プラスチック装具にカーボン素材を入れることで、装具強度を高めることを行った[3-30]。これに関しても有限要素解析上で装具の部分的な材質の違いなどを検証することが可能である。以上、本章において、装具の3次元CADによる設計と検証について述べた。現在様々な短下肢装具が開発され、アクチュエータなど色々な物を付けて非線形特性を表現しようとしているが、シューホン型短下肢装具は、ヒトの足を型にした一番シンプルな形状の中で非線形特性を出すことできる唯一の装具である。この機能的な美しさを、装具形状の3次元化を行うことで、その可能性が大きく広がることを示唆することができた。

第 4 章

非線形解析による短下肢装具の構造評価

4.1 目的

本章では，歩行時の境界条件で有限要素解析を行ったときの装具変形について述べる．

第 3 章では，装具単体での引張荷重を底背屈方向に架けたときの装具変形特性について解析を行い，結果，各装具デザインの変形特性から装具選定が可能となった．本章では，第 2 章の片麻痺者の歩行分析結果によって[4-1]装具の仮選定を行い，実際に計測された片麻痺被験者の歩行分析データに基づいて，どのスペックの装具が力学的に適しているのかという視点から評価し，解析上で必要な解析モデル（装具モデル，足部モデル，床面モデル）の作成を行った．各モデルをアセンブリした後，立脚初期の踵接地を表現するために，床面と装具底面の角度を接地角として，第 3 章の歩行分析で得られた接地角を設定した．1 歩行周期中の装具変形が顕著に起こる位置は，立脚初期，立脚中期，遊脚期である．これらの各位置での装具変形の兼ね合いを義肢装具士は，患者の意見を聞きながら調整を行っている．

本章の目的は，仮選定で行った FEA 結果を基に，各位置での装具変形を可撓角や可撓率で定量化し，装具選定における兼ね合いを検討できるようにした．今回の手法では，立脚初期での装具の硬さや柔らかさを感じるのは，この接地角内での装具の可撓性であると言えるので，ここでは，踵接地時の有限要素解析の変形結果を可撓角と呼び，初期設定した接地角との割合を可撓率とすることで装具選定要素とした．また，立脚期，遊脚期においても，同様に可撓角の算出を行い，それぞれを比較検討した．また，安全率による装具の構造評価も行った．装具の可撓性については変形結果で表されるが，その装具が材料学的にも安全に使用できるかは，応力分布か安全率で評価する必要がある．



図 4.1 片麻痺者の歩行時の特徴点と装具の変形

4.2 方法

4.2.1 解析モデルの作成

(装具モデル,足部モデル,床面モデル)

歩行中の 3 条件 (立脚初期, 立脚中期, 遊脚期) を再現するために, 解析モデルを作成した. 装具モデルについては, 第 3 章で作成した方法と同様である. 床面モデルは, 押し出しコマンドで作成した. 足部モデルは, 基本モデルであるサーフェスを 1mm 内側にオフセットし, 開いている面に対してはフィルサーフェス機能を使用して面張り作業を行い, 最後にソリッド化を行った.



図 4.2 解析モデル

解析用モデルの境界条件に必要な分割ライン処理を行った.

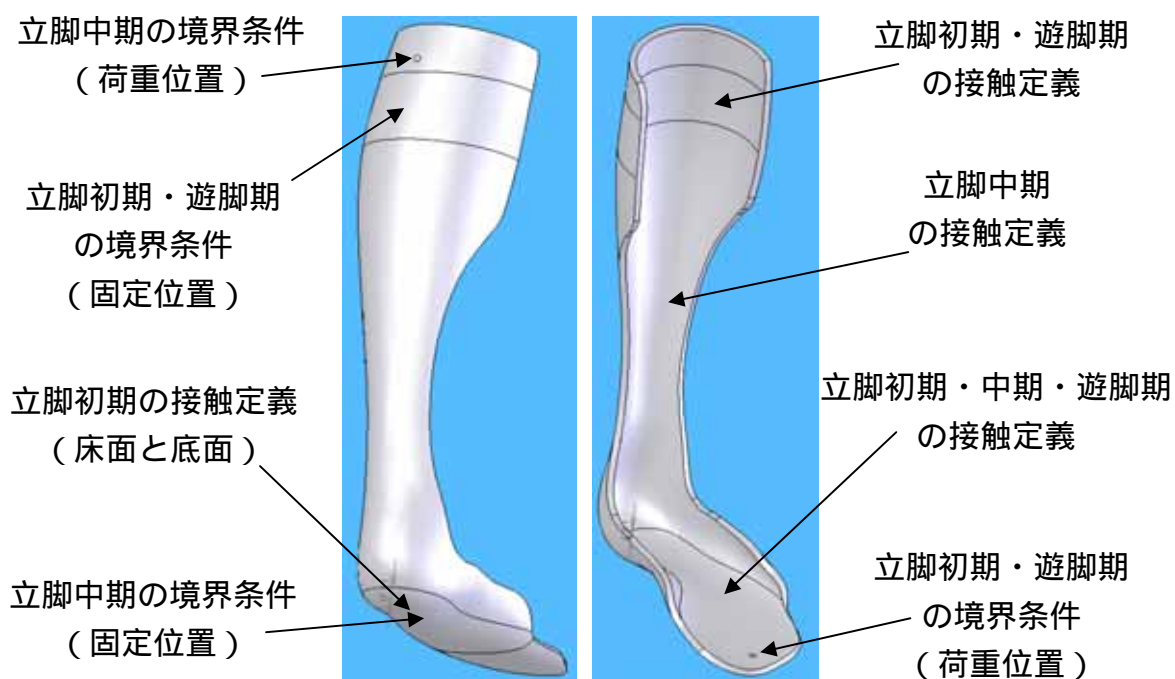


図 4.3 分割位置と用途
(装具モデル)

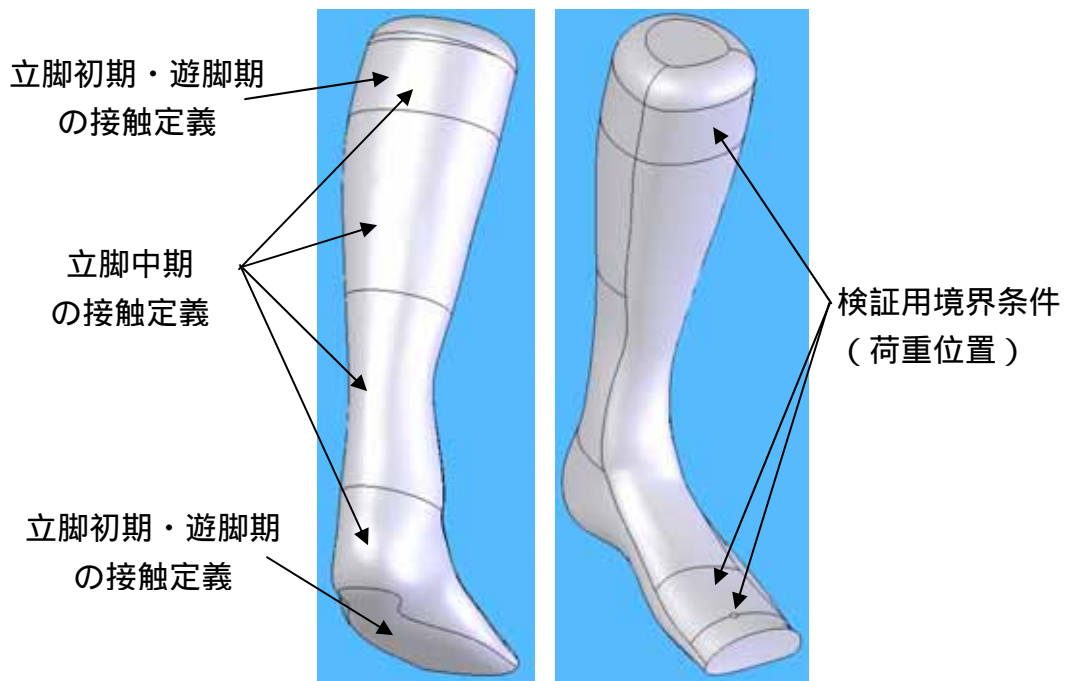


図 4.4 分割位置と用途
(足部モデル)

4.2.2 非線形有限要素解析による検討

短下肢装具の非線形有限要素解析に関わる条件設定を示す。解析手法については以下の3種の解析を同時に行った。

- 幾何非線形解析・・・大変形領域の解析
- 状態変化・・・接触定義による非線形解析
- 材料非線形解析・・・超弾性材の解析

要素タイプは、解析精度を高めるため3次元の高次要素を使用した。

3D テトラメッシュ高次要素 (10-Node Quadratic Tetrahedron)

装具・・・	節点数	2892
	要素数	1345
足部・・・	節点数	2193
	要素数	1251
床面・・・	節点数	1136
	要素数	144

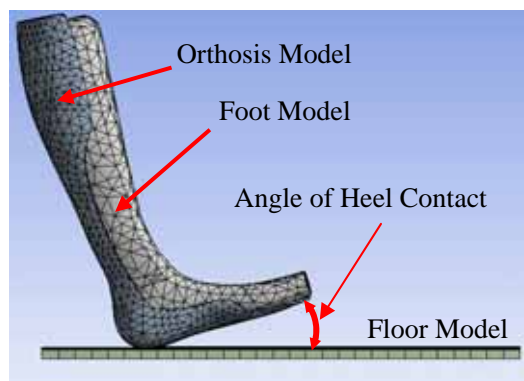


図 4.5 メッシュタイプ

材料定義は、以下の定義を適用した。

装具モデル・・・ポリプロピレン

表 4.1 ポリプロピレン材料定義

ヤング率	1372 MPa
ポアソン比	0.4103
密度	9.1e-007 kg/mm ³
引張降伏強さ	33 MPa
圧縮降伏強さ	45 MPa

足部・・・ゴム材（ネオプレン）

Heo-Hooken の構成則を利用した超弾性材料

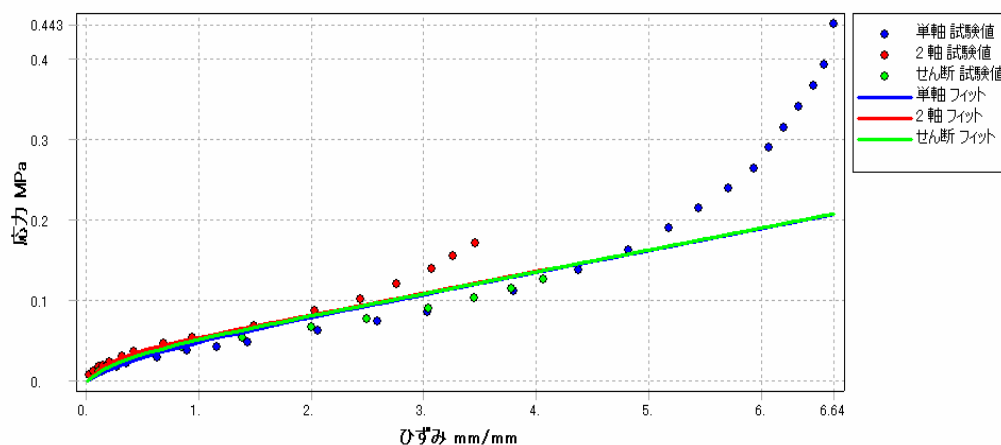


表 4.2 ネオプレン材料定義

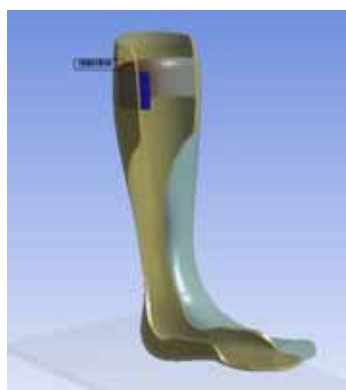
初期せん断係数	2.7104e-002 MPa
非圧縮性パラメータ	0.14429 MPa

床面・・・コンクリート（完全固定による剛体定義）

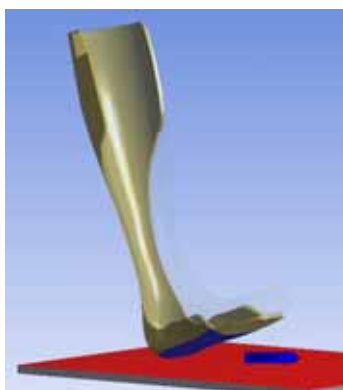
第 3 章で行った 12 種類のデザインの装具の非線形特性と被験者歩行分析結果から、解析する装具の仮選定を行った。

- 被験者 A・・・厚み 5mm，トリミング 5mm
 厚み 5mm，トリミング 10mm
 厚み 3mm，トリミング 0mm
 厚み 4mm，トリミング 5mm
- 被験者 B・・・厚み 4mm，トリミング 0mm
 厚み 4mm，トリミング 5mm
 厚み 4mm，トリミング 10mm
 厚み 3mm，トリミング 5mm

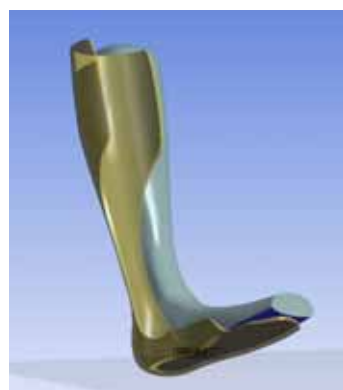
各モデル間の接触を定義した。接触要素としてはコンタクト要素とターゲット要素の 3 次元面 - 面接触を使用した。定式化については、拡大ラグランジェと法線ラグランジェを使用した。各モデル間の接触面の位置を図 4.6 に示す。



カフ部内面と足部外面



床面と装具足底面
立脚初期



装具内面と足部外面



装具内面と足部背面



装具内面と足部足底面
立脚中期



カフ部内面と足部外面



装具内面と足部外面

遊脚期

図 4.6 接触定義

境界条件は、図 4.7 に示す歩行中の立脚初期、立脚中期、遊脚期の各位置で設定した。

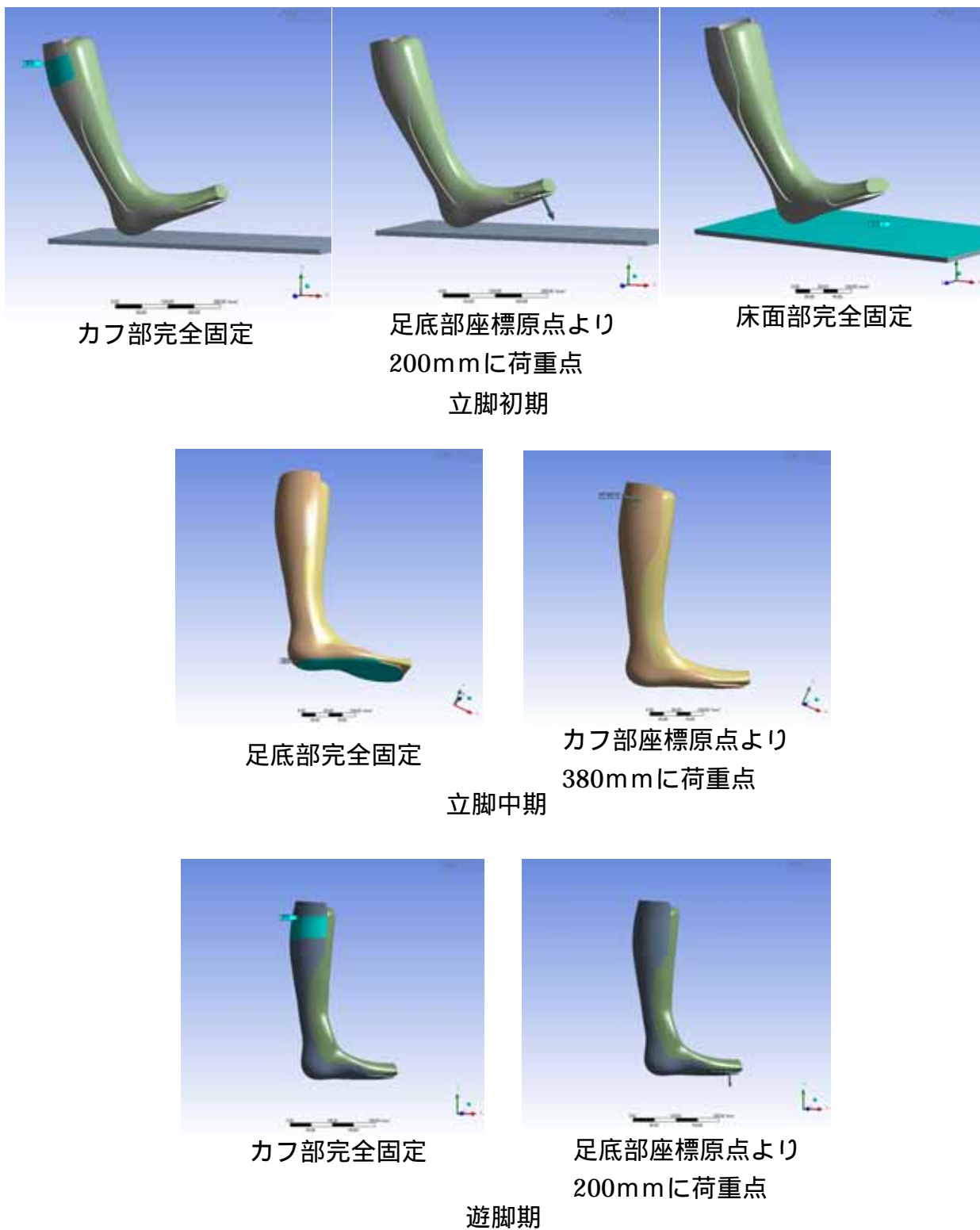


図 4.7 境界条件

境界条件の荷重値の設定では，立脚初期，立脚中期，遊脚期で，装具の変形が最も大きい荷重値を使用した．荷重値は，歩行分析で得られた結果である．

被験者 A，B の歩行中の足関節モーメントと接地角の散布図より歩行傾向を示し，足関節モーメントを境界条件とする有限要素解析を行い，解析結果より装具変形量（可撓角）から可撓率を求めた．以下に，境界条件で使用する荷重値とその位置を示す．

被験者 A は，立脚初期，立脚中期，遊脚期の 3 条件で解析．

- ・立脚初期・・・ 足底部座標原点位置より 200mm の位置に 278.4N
踵接地時の接地角 19° に設定
- ・立脚中期・・・ カフ部座標原点より 380mm の位置に 21.0N
- ・遊脚期・・・ 足底部に 89.8N

被験者 B は，遊脚の変動少ないので，立脚初期，立脚中期の 2 条件で解析．

- ・立脚初期・・・ カフ部完全固定，足底部に 147.0N
踵接地時の接地角 11.4° に設定
- ・立脚中期・・・ 足底部完全固定，カフ部に 14.3N

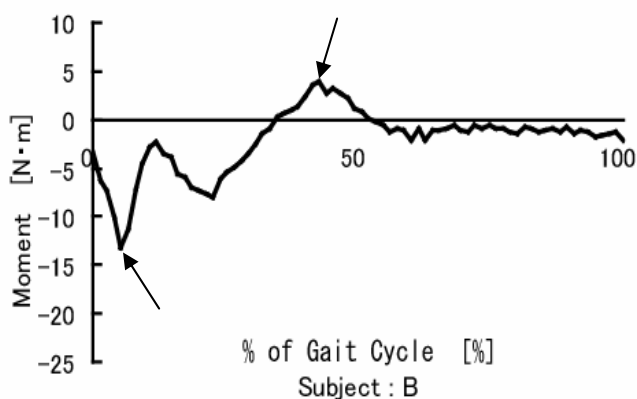
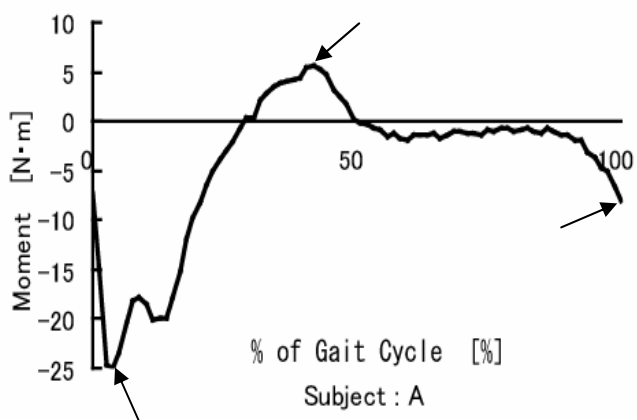


図 4.8 境界条件

4.3 結果

4.3.1 変形結果（可撓角・可撓率・可撓順位）

装具選定における解析結果を表 4.3 に示す。表は装具タイプに対する変形量と可撓角を示している。特に立脚初期の踵接地時の初期設定角度と可撓角とを比較し、その割合を可撓率としている。山本ら（2005）は、この立脚初期の装具の制動モーメントが弱い場合は膝関節過伸展が起こり、強い場合は下腿部が大きく前に押し出されて歩行が不安定になると説明されている[4-2]。被験者 A は、立脚初期の踵接地の足関節底屈モーメントが大きく厚み 3mm と厚み 4mm の場合は可撓率 80%以上となる。歩行分析の結果、踵接地時の計測値にもばらつきが見られたので、この装具を選定することはつま先接地になると思われる。厚み 5mm の場合は、トリミング 10mm のときに可撓率が 65%となり、つま先接地を防ぐ歩行が可能と考えられ、立脚中期においても背屈方向で可撓しやすい仕様となる。しかし、好みにより固めの装具が必要な場合は、トリミング 5mm で対応することも可能である。被験者 B は、比較的安定した歩行しており、踵接地時の関節モーメントも大きくないので、厚み 4mm のタイプを主に選定して解析を行った。結果、厚み 4mm トリミング 10mm が柔らかい設定の装具であり、背屈側にも抵抗感が少ないと思われる。厚み 4mm トリミング 0mm の場合は、立脚中期の背屈が 1.2°であるので、硬すぎて膝に影響が出ると思われる。

表 4.3 被験者 A の解析結果

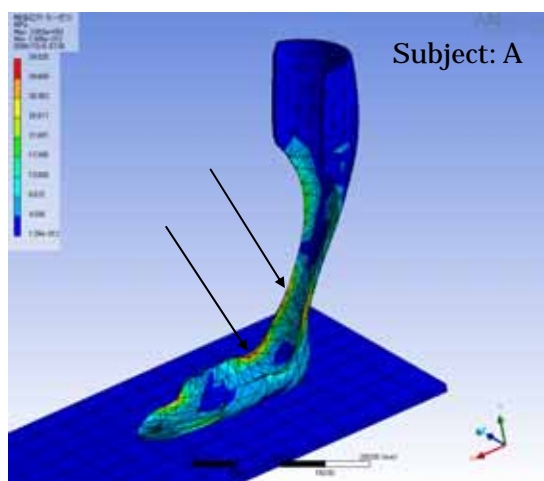
Variation of Orthosis	T5_Trim5	T5_Trim10	T3_Trim0	T4_Trim5
Heel Contact Displacement	36.6mm	48.0mm	61.9mm	63.6mm
Angle	9.2°	12.3°	15.7°	16°
Flexible Angle Ratio	48%	65%	83%	84%
Midstance Displacement	16.6mm	38.5mm	18.0mm	22.9mm
Angle	2.4°	5.5°	2.5°	3.2°
Swing Fase Displacement	54.3mm	93mm	62.7mm	70.9mm
Angle	13.9°	22.9°	15.9°	17.9°
Flexible Grade (HC)	1	2	3	4
(MS)	1	4	2	3
(SW)	1	4	2	3

表 4.4 被験者 B の解析結果

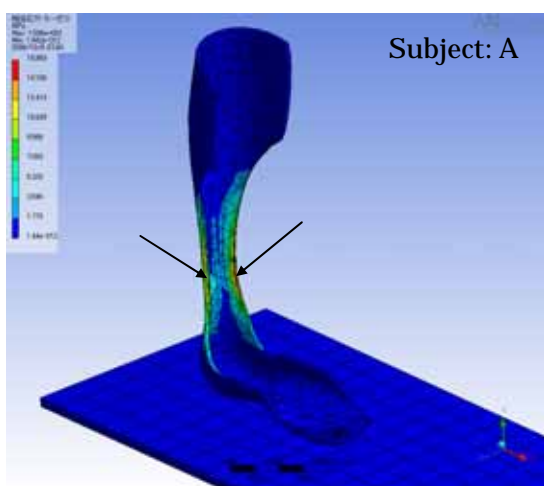
Variation of Orthosis	T4_Trim0	T4_Trim5	T4_Trim10	T3_Trim5
Heel Contact Displacement	21.5mm	25.3mm	32.6mm	43.4mm
Angle	5.6°	6.5°	8.4°	11.2°
Flexible Angle Ratio	49%	57%	74%	98%
Midstance Displacement	8.5mm	15.5mm	35.3mm	22.5mm
Angle	1.2°	2.2°	5.0°	3.2°
Flexible Grade (HC)	1	2	3	4
(MS)	1	2	4	3

4.3.2 ミーゼス応力による応力集中部位

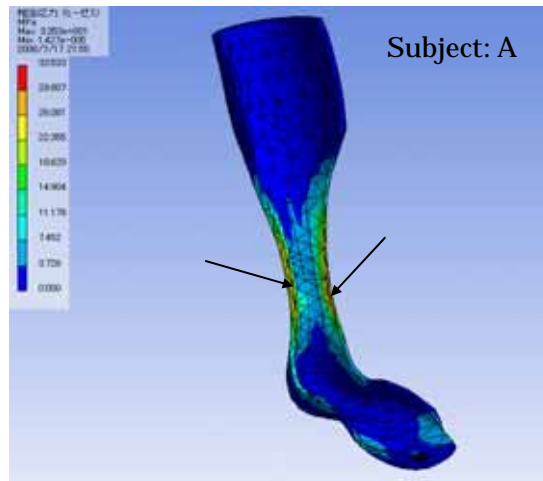
装具選定における可撓率は，変形結果より導き出せるが，選定した装具が構造的に問題ないかを確認するためには，応力分布や安全率による評価が必要になる．図 4.9 は，被験者 A の厚み 5mm トリミング 10mm のときのミーゼス相当応力を示す．解析結果から，装具形状内で応力集中を起こす箇所として，1 歩行周期内の ~ の位置であった．被験者 B は厚み 4mm トリミング 10mm のときのミーゼス相当応力を示す．解析結果は，立脚初期と立脚中期の ~ の位置であった．なお，図に示す解析結果は，装具の応力集中部分を見やすくするために足部モデルを非表示にしている．



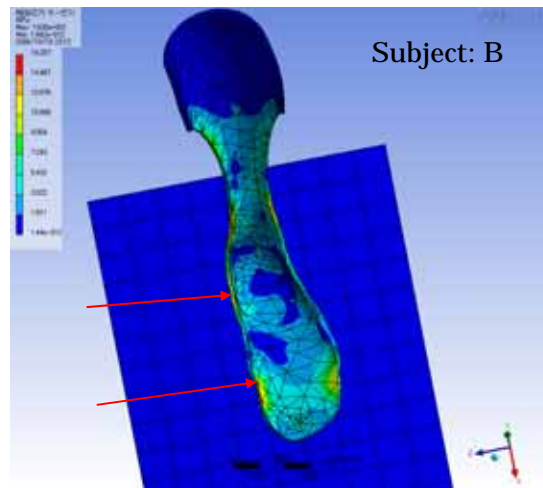
立脚初期 : 38.998MPa , : 34.616MPa



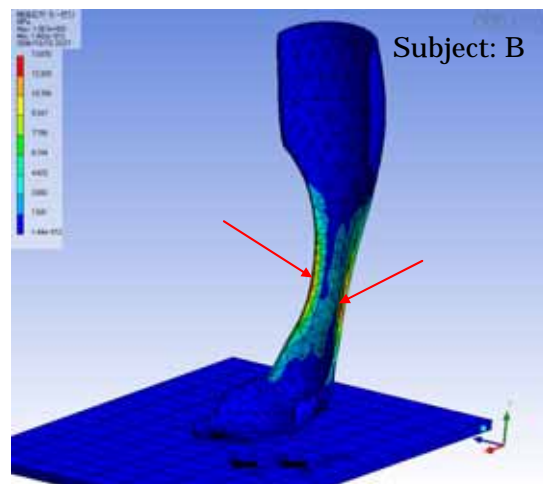
立脚中期 : 15.947MPa , : 13.834MPa



遊脚期 : 32.837MPa , : 30.495MPa



立脚初期 : 21.211MPa , : 23.272MPa



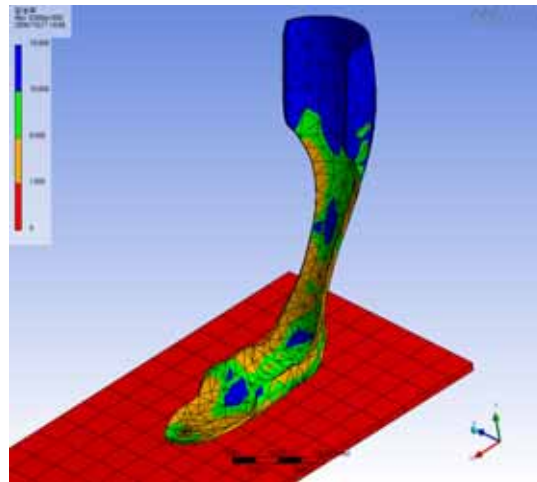
立脚中期 : 13.705MPa , : 13.388MPa

図 4.9 ミーゼス相当応力

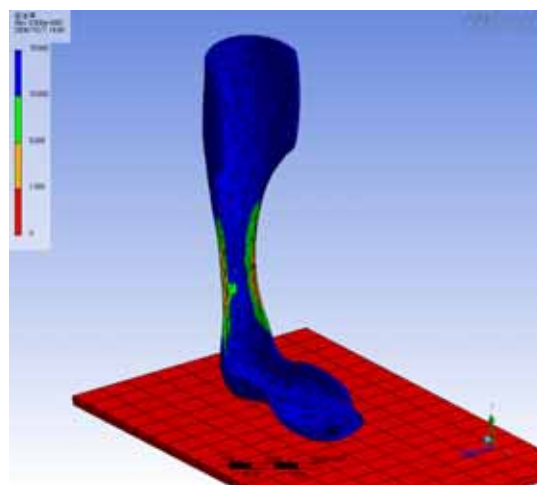
4.3.3 モールクーロン理論に基づく安全率

相当応力による評価は，応力集中部位の特定には有効であるが，そのカラーコンターは，装具内における最小応力から最大応力を色分けしたものであるので，安全に対する評価とはならない．プラスチックは，その使用条件によって安全における限界点は異なってくるが，設計の段階での材料の引張降伏強さと圧縮降伏強さ基準とするモールクーロン理論の(1)式で示す安全率で評価した．(1)式は F_s : 安全率， a : 最大主応力， b : 最小主応力， S_t : 引張降伏， S_c : 圧縮降伏を示す．値が 0 になるほど使用時に注意が必要となる．解析結果は，足部モデルを非表示にした状態で示している．

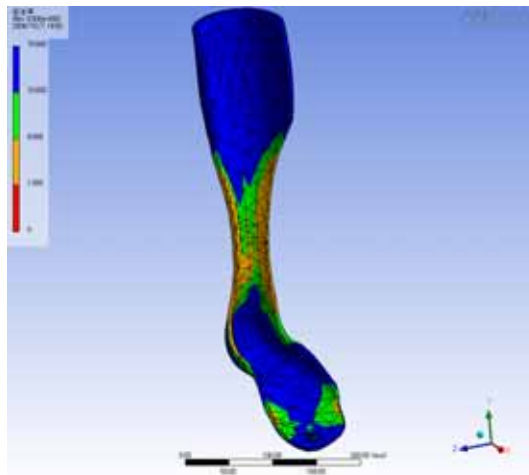
$$F_s = \left[\frac{\sigma_a}{S_t} + \frac{\sigma_b}{S_c} \right]^{-1} \quad (1)$$



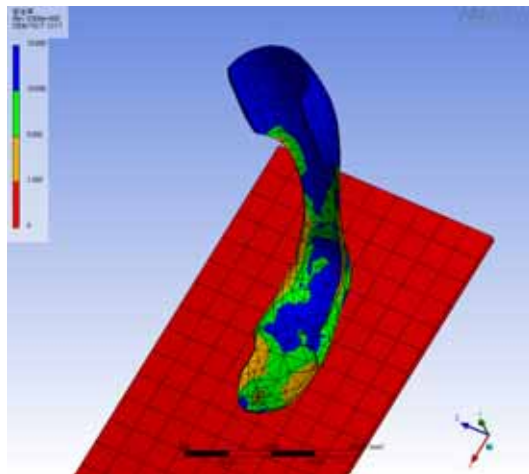
立脚初期 : 0.95 , : 0.92



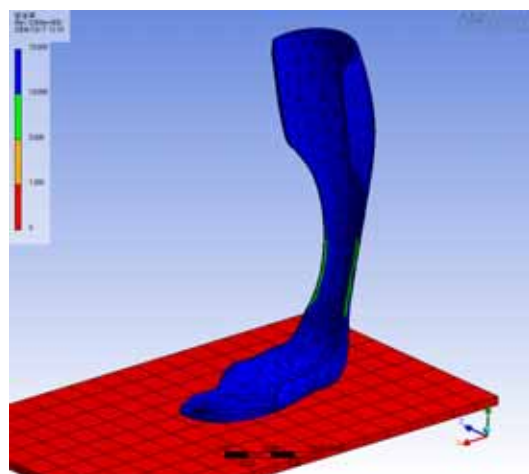
立脚中期 : 3.0 , : 2.85



遊脚期 : 1.10 , : 0.98



立脚初期 : 1.40 , : 1.95



立脚中期 : 7.89 , : 7.47

図 4.10 安全率による評価

4.4 装具変形量の検証

4.4.1 実験による検証

有限要素解析で装具の変形量と実際の装具を使用したときの変形量を比較するために、実験を行った。今回使用した装具は、図 4.11 に示すとおり、足尖部と踵部と脛脛付近に 3 次元動作分析装置の反射マーカを取り付けた。各反射マーカは装具静止立位時に、踵部と脛脛部を垂直に足尖部と踵部を水平に取り付け、それらのなす角を直角になるように取り付けた。実験は、健常者による通常歩行を 30 試行を行った。1 歩行周期の装具の変形量を計測し、その変形量から底背屈運動における装具の変形角を算出した。

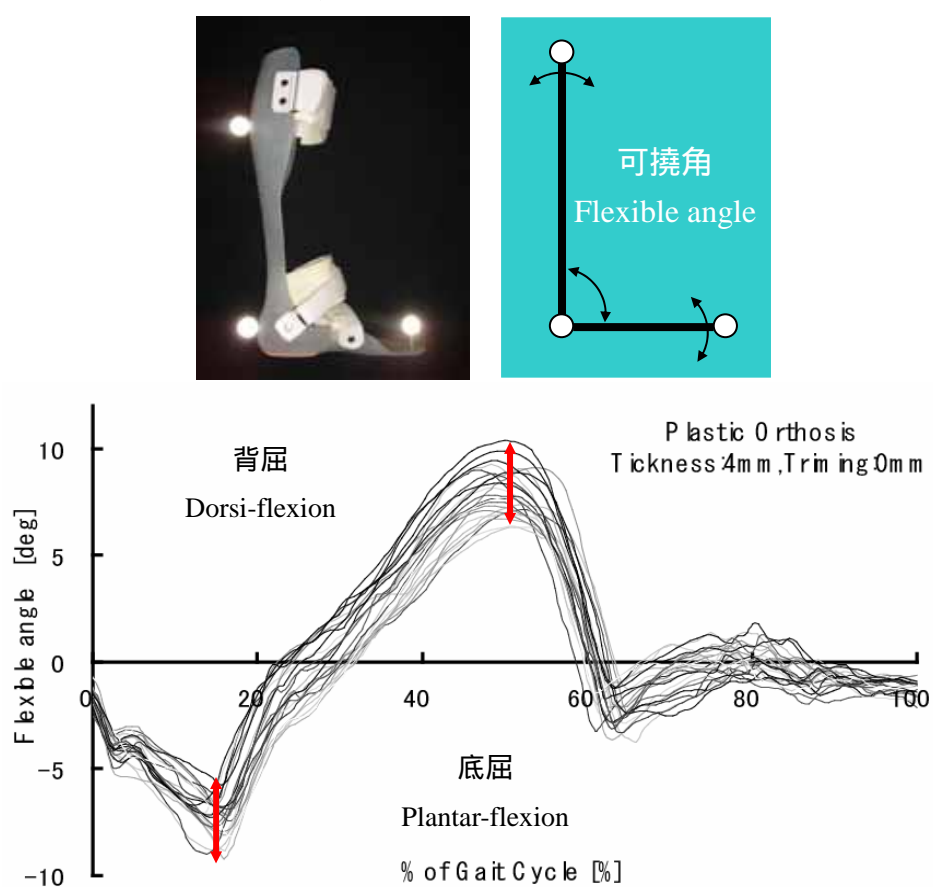


図 4.11 装具の変形量

表 4.5 実験での変形角

Plantar-flexion		Dorsi-flexion	
Max	-9.0 °	Max	9.9 °
Min	-5.8 °	Min	6.3 °
Ave	-7.4 °	Ave	8.0 °

4.4.2 FEA による検証

FEA による変形量の検証を行った。立脚初期と立脚中期の境界条件で、荷重値を最大、平均、最小で設定し、その解析結果である可撓角を 4.4.1 項での歩行実験の可撓角と比較した。表 4.7 は、比較結果を示し、底背屈とも 1.0° 以下の結果が得られたことから、FEA の妥当性が確認できた。

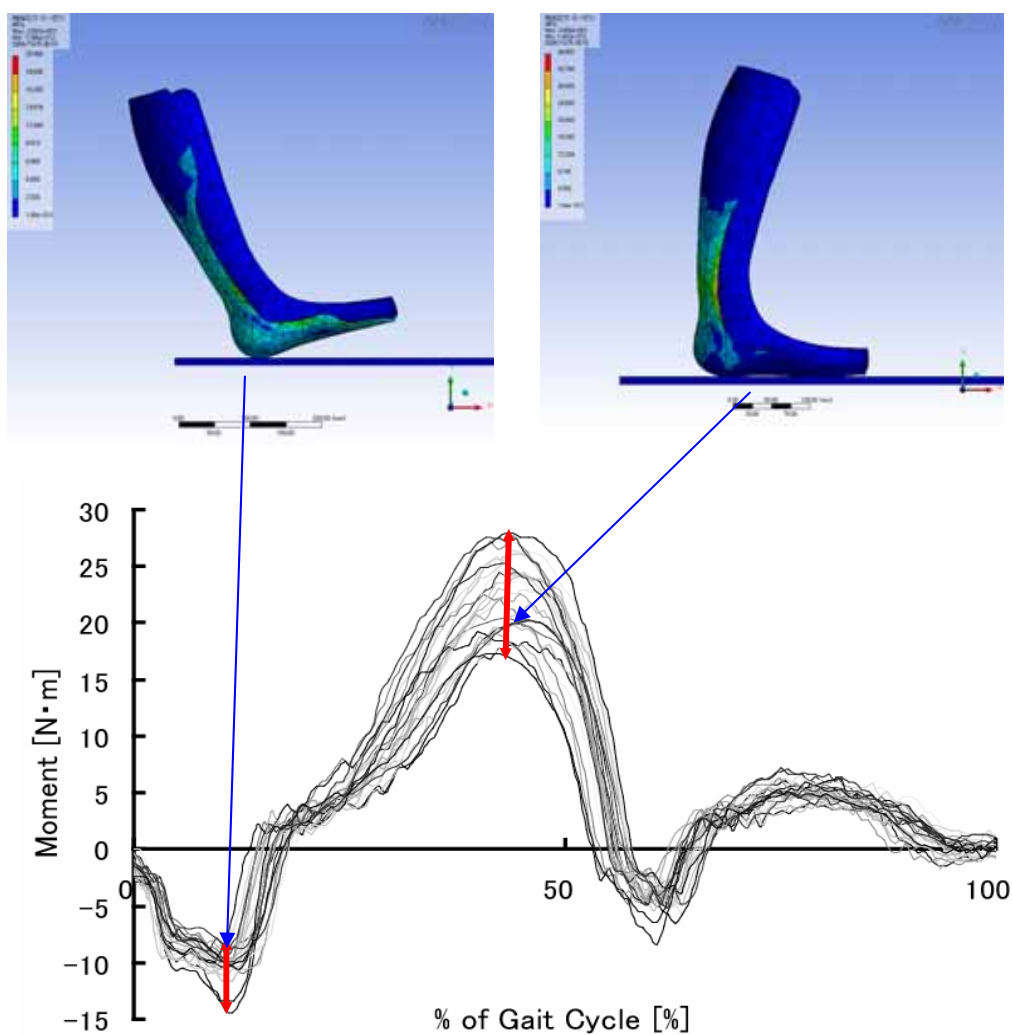


図 4.12 FEA 結果

表 4.6 FEM での変形角

Plantar-flexion		Dorsi-flexion	
Max	-8.8°	Max	9.9°
Min	-5.2°	Min	5.9°
Ave	-6.4°	Ave	7.8°

表 4.7 実験結果と FEA 結果との差

Plantar-flexion		Dorsi-flexion	
Max	0.2 °	Max	0 °
Min	0.6 °	Min	0.4 °
Ave	1.0 °	Ave	0.2 °

4.5 小括

本章では、3次元 CAD を利用した装具設計手法の装具構造評価として非線形有限要素解析を用いて行った。有限要素法を用いた装具デザインの検討としては、杉山ら（1986，1987）が行った装具デザインの分析の研究例がある[4-3～5]。これは、トリミングによって装具のねじりモーメントや部分的なひずみ量を計測している。一般的に有限要素解析では、解析コストを含めて検討を行うためモデルの簡略化されるが、変形量で解析結果を見る場合は、解析の精度が問われる。特に、解析の変形量と実際の引張荷重での変形量を比較する場合に、より正確なモデル作りが必要になる。解析精度に関しては、最も精度の高い、ソリッド要素の高次要素を使用した。モデルの作成においては、粗悪なモデルになるとメッシュを切ることができない。原因としては、トリミングの際のエッジを綺麗にカットする必要があり、処理が悪いと微小エッジからソリッド化がうまくできず、メッシュエラーを発生する。Chu ら（2005）は、3次元有限要素解析にて装具背面の応力分布を解析結果として評価を行った[4-6][4-7]。Chu らの踵接地の条件は、要素のグルーピングを行いそれに対して荷重方向を入力している。本研究での特徴としては、従来にはなかった接触定義を利用して各部の接触状態を表現し、より現実に近い条件で解析を行った。また、境界条件としては、1歩行周期中の立脚初期・立脚中期・遊脚期に着目して解析を行った。装具の先行研究において、装具使用者の歩行状態から適した装具製作について言及しているものは多い[4-8～16]。今回行った歩行実験において、健常者と片麻痺者の1歩行周期中を比較した場合、立脚初期の時点で片麻痺者は、踵接地での衝撃吸収がうまくなされていないことが判る。この立脚初期での装具の役割としては、矯正モーメントが大きく硬い装具の場合は、下腿部が押され、逆に矯正モーメントが小さく柔らか過ぎる装具の場合は、膝関節の過伸展を起こすので、適切な可撓性が踵接地の衝撃を緩和する働きが必要である。今回の有限要素法による装具解析では、この可撓性を接地角と可撓角との割合で表した可撓率での選定要素としている。立脚中期においても、可撓角で表しているが、装具の厚みに関係なくトリミングの深さが大きいほど、背屈に可撓しやすい結果が得られた。

第 5 章

疲労解析による短下肢装具の疲労予測手法

5.1 目的

本章では、第 4 章の非線形有限要素解析の結果で選定された短下肢装具の疲労破壊の予測について述べる。

材料の疲労破壊については、コンベアチェーンの実験結果を Wilhelm Albert (1873) が報告した。その後、疲労破壊による大事故として、列車の車軸の破損による事故や航空機の部品破損による墜落事故が起こり疲労破壊は学問的にも注目されるようになった。日本では 1985 年に起こった日航ジャンボ機墜落事故で圧力隔壁の疲労破壊が原因と断定され、マスコミの報道により、疲労による破壊が広く知られる様になった。装具の破損における材料との関係については、Lautenschlager ら (1975) の報告がある[5-1]。また、石神ら (1980) は、シューホン型短下肢装具の耐久性について、装具の破損例を臨床的側面から考察した報告や実際に破損した装具をフラクトグラフィ法などの検査方法を利用して分析し、それらの結果によって応力集中を減ずるためのデザインの工夫が考案されてきた[5-2][5-3]。しかし、これらは装具破損の原因と結果について研究されたものであり、予測という観点では研究されてはいない。疲労寿命の測定方法として東陽テクニカの技術レポート[5-4] では、

実際に耐久試験を行う。

実働状態をシミュレートして疲労試験を行う。

S-N 線図と部品に発生した応力頻度から累積疲労被害則を適用する。

と挙げている。装具に関しては、 σ 、 N の計測を行うには多大な時間と労力が必要になり、片麻痺者の生活に必需となるものに 1 人 1 人検証していくには非現実的である。コンピュータが発達し FEM などの信頼性が向上した現在では、 σ 、 N の方法をもって疲労予測することが妥当であると考えられる。

本章の目的としては、装具使用者の生活状況を踏まえたうえで、材料学的観点から短下肢装具の疲労予測を行い、個々の装具使用者のライフサイクルに対する適合性を検証することを目的とする。一般的な疲労予測も同様であるが、物が壊れる予測をすることは、10 年後の天気を当てる様な感じであり、装具に関しても使用時の状況によって予測不可能な破壊も起こることは事実である。しかし、装具は人が使用する物であり、装具の破損により使用者自身の人命に関わる重大な事故を引き起こさないためにも、設計の時点でも最大限の安全性を確認する必要があるため疲労予測を検討した。

5.2 方法

5.2.1 装具使用者の状況

第 2 章で行った装具使用者の歩行分析により，脳卒中片麻痺者が痙性による歩行の影響を足関節モーメントによって算出することができた．これらの結果を図 5-1 に再掲する．歩行はこの 1 歩行周期の歩行パターンが繰り返されることによって行われる．よって，装具においても典型的な繰り返し荷重が架かることが判る．第 4 章で非線形有限要素解析による装具の応力集中部位を特定できた．疲労破壊はその応力集中部位からプラスチック素材の塑性域に入る白化を切っ掛けに始まる．今回行った疲労解析は，有限要素解析から求められた応力集中部位を 3 節点決定し，疲労解析を行った．図 5-2 に立脚初期の踵接地時における応力集中部位を示す．表 5-1 は被験者 A, B の 1 週間の生活状況と 1 日ごとの装具を装着して歩いた歩数を示す．被験者には，1 日の行動記録と装具を装着しているときの歩いた歩数を万歩計より記録し，1 週間分の記録を行った．一般に，リハビリテーションにより歩行訓練を行い，ある程度安定した歩行が可能になると，屋外での歩行が開始され，退院後，作業所や職場復帰で通勤することにより，1 日の歩数は増加する．また，年齢によってもその活動状況は変化する．今回の被験者 2 名は，半日は作業所や習い事に通っており，それ以外にも外出する機会が多い．天候にも左右され，雨天の場合は，転倒する恐れがあり外出を控える傾向にある．自宅屋内で過ごすときは，装具は装着していないときが多い．こうした事例より，被験者個別の歩数を推定した．

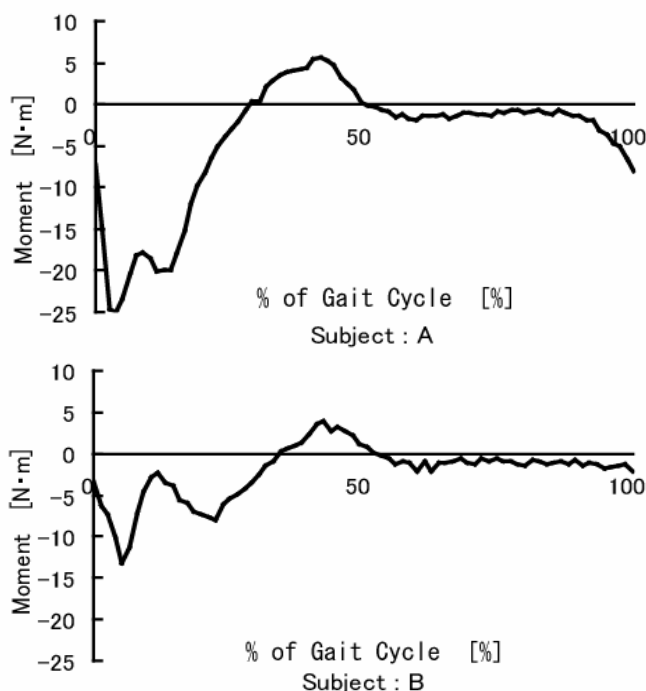


図 5-1 2 被験者の 1 歩行周期の足関節モーメント

図 5-2 の 2 例は、被験者 A と B の立脚初期の底屈モーメントの解析結果を示す。結果はモールクーロンの安全率で評価した。コンターの色別は、青 緑 黄銅色 赤の順に危険度合いが強くなることを示している。疲労破壊の評価対象位置としては、被験者 A では、装具最狭部付近のエッジと踝骨付近のエッジに応力集中が起こる部分と被験者 B では、距骨付近のエッジと第 1 中足骨付近のエッジに応力集中が見られる付近に着目し、各被験者のライフサイクルから、疲労予測を行った。

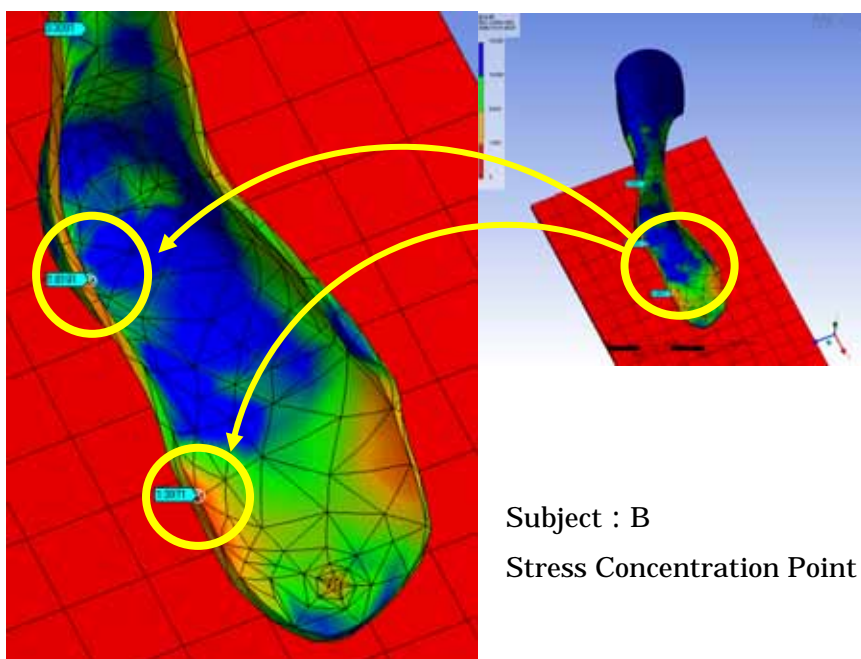
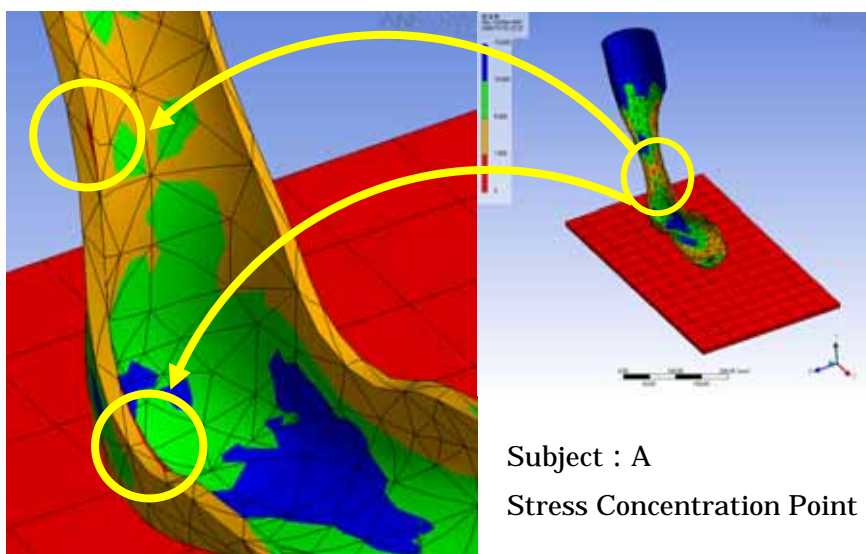


図 5-2 立脚初期時の応力集中部位

表 5-1 被験者 2 名の生活状況と装具装着時の歩数

Subject : A

	日	月	火	水	木	金	土
午前の行動	作業所	自宅	外出	自宅	作業所	作業所	作業所
午後の行動	外出	外出	自宅	作業所	外出	自宅	自宅
歩数	4 1 5 1	2 0 2 0	1 5 5	1 1 2 0	1 0 3 1	1 1 1 8	1 2 0 3

Subject : B

	日	月	火	水	木	金	土
午前の行動	外出	外出	外出	外出	外出	作業所	自宅
午後の行動	自宅	自宅	自宅	自宅	自宅	自宅	外出
歩数	6 2 3 2	3 4 4 0	6 1 0 0	3 8 5 8	5 3 0 5	1 7 6 0	5 4 1 2

表 5-1 の歩数とは、装具装着時のみの計測値を示す。万歩計は、患側健側の両方を計測するので、計測した 1 日の歩数の半分を装具側の歩数とした。被験者 A は、日曜日は所用があり歩数が多いが、通常は、半日作業所に通い 1 日に 1,000 歩から 2,000 歩程度歩いている。1 週間の歩数計測結果は 10,798 歩であった。1 日平均 1,543 歩である。装具側の歩数を 772 歩として計算する。被験者 B は、外出好きである。平日の午前中はパソコン教室に通うなど 1 週間の歩数は 32,107 歩であった。1 日平均 4,587 歩である。装具側の歩数を 2,294 歩として計算する。被験者 A と被験者 B との歩数を比較すると、被験者 A のストライド長は 0.71m であり、被験者 B は 0.50m であるので、同じ 1km を歩くのに、被験者 A は 2,817 歩、被験者 B は 4,000 歩となり、その差は 1,183 歩も違うことになり、必然的に被験者 B の歩数は多くなる。

5.2.2 疲労解析

第 4 章の装具の有限要素解析結果を基に疲労解析を行った。使用ツールは ANSYS である。疲労解析に必要な要素としては、以下の点が挙げられる[5-5]。

疲労応力位置 (Location)

疲労評価に使用する材料特性 (SN 曲線)

Location に入力する応力値 (応力解析結果)

Event の繰り返し回数

Scale Factor

FEA の結果において、歩行中の 3 条件 (立脚初期・立脚中期・遊脚期) で安全率の低い立脚初期の条件の応力解析結果を対象とした。足関節が底屈状態のときに、装具のトリミングエッジ部で引張荷重を受け、装具の背面で圧縮荷重が架かる。今回の疲労応力評価の位置は、図 5.3 に示す 3 点で評価を行った。

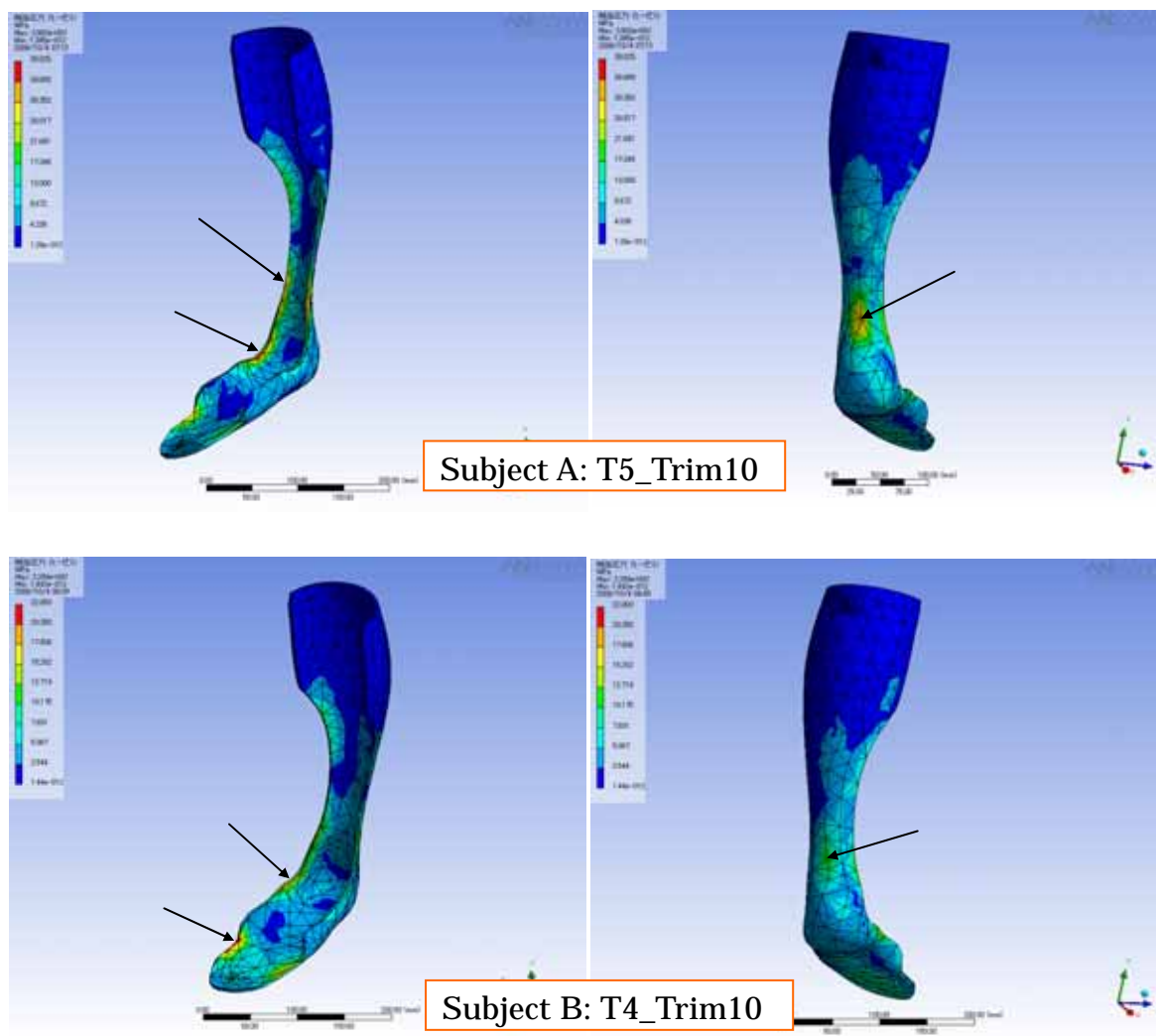


図 5.3 疲労評価の位置 (Location)

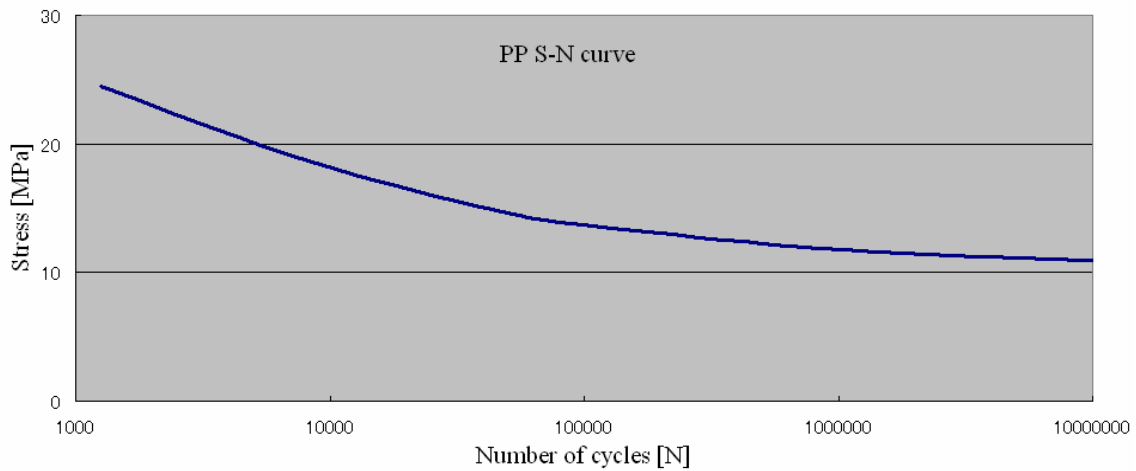


図 5.4 PP 材の SN 曲線

疲労解析における材料定義は，図 5.4 に示すポリプロピレン材の SN 曲線（Woler 曲線）を使用する[5-6]．縦軸が材料に架かる応力であり，横軸は繰り返し回数である．金属などは，SN 曲線が水平になる部分を疲れ限度としているが，プラスチックの場合は，平行にならずに右下がり傾向が続くため，便宜上繰り返し回数 N の値が 10^7 回を疲れ限界とした．熱可塑性プラスチックであるポリプロピレン材の場合の 10^7 の疲れ限界は，10.97MPa である．今回は，塑性域を考慮しないので，Sm-T 曲線（設計応力強度と温度との関係）や弾塑性材料パラメータであるひずみ硬化指数を入力する必要はない．

Location に入力する応力値は，解析対象が立脚初期であり，応力集中部位の装具トリミングエッジ 2 節点と装具背面の 1 節点に設定した．被験者 A の場合は，1Event に対する疲労荷重点 A - B を 1Loading とする．被験者 B は 1 Event に対する荷重点 C - D，荷重点 E - F の 2Loading として疲労計算を行った．

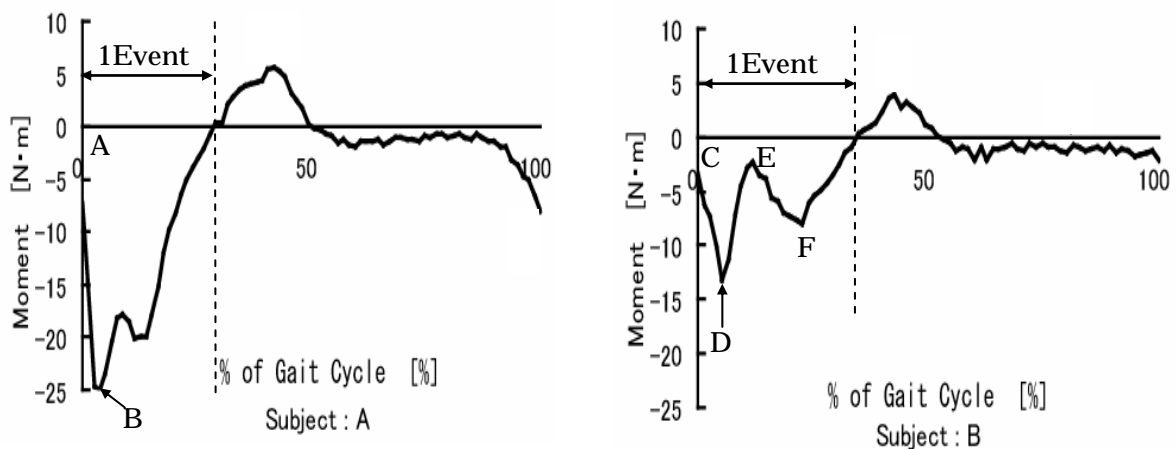


図 5.5 Event と Loading の設定

Event の繰り返し回数は、表 5-1 に示す被験者 2 名の生活状況と装具を装着したときの歩数より決め、被験者 A は 772 歩 / 日、被験者 B は 2,294 歩 / 日とした。Scale Factor については、大幅な歩行変動はみられないとして、入力した応力値が、繰り返し部位に架かるので、Scale 1 として設定する。

5.3 結果

表は、疲労評価を行った 3 節点の解析結果である。また、Loading を架けたときの Location(節点) における応力値を示す。Partial Usage は、使用係数(J I S) と呼ばれ 1 Event に対する疲労計算の結果である。Cumulative Fatigue Usage は、Partial Usage (使用係数) を累積した値であり、この値が 1 となったときに、疲労破壊が生じると考えられる。この Cumulative Fatigue Usage の寿命評価手法としては、直線累積被害則の 1 つであるマイナー則 (Miner's rule) で評価を行っている[5-7~13]。マイナー則は、一定応力振幅 i に対する寿命を N_i とし、応力振幅 i が n_i 回繰返されたときの損傷率を n_i / N_i とする。このすべての応力振幅 i について線形加算した場合の累積疲労損傷度を次式

$$D = \sum n_i / N_i \quad (D=1 \text{ で寿命})$$

で算出した。

図 5.6 は、被験者 A の疲労解析で用いた 3 節点の応力値を示す。Loading は、図 5.5 に示す立脚初期の A(81N) から B(278N) で応力変化を条件としている。疲労評価として用いた装具は、第 4 章で選定した被験者 A の厚み 5 mm トリミング 10 mm の装具である。生活状況より求めた 1 日の歩数 772 歩を基にして、雨雪等の悪天候や諸事情を除く 1 年で 300 日使用すると仮定すると、231,600 歩 / 年をサイクル数として計算している。結果 装具の疲労評価の位置の に Partial Usage 1.6 と に Partial Usage 1.1 が算出され 疲労評価基準の 1 を超えるので、疲労による破壊が起こると予測される。Partial Usage と Cumulative Fatigue Usage が同じ値であるのは、1 Event, 1 Loading での繰り返し応力で算出しているからである。使用何日目破壊するかを計算すると、14,253 歩使用した 183 日目で の部分から破壊が始まると思われる。よって選定した装具は 1 年持たないことが判明した。そこで、選定した装具の 1 ランク硬めの厚み 5 mm トリミング 5 mm の装具で計算を行った。評価の 3 点の位置は同様である。計算結果、1 以下の疲労評価値が算出されたので使用可能と思われる。念のために、装具内の最大応力が架かる位置での疲労評価を行った。このときの最大応力が架かる位置は装具の第 1 中足骨付近のエッジの位置で 35.2 MPa であった。結果、疲労評価 1 と算出されるのは、1,094,000 歩、1,417 日であり、4 年 8 ヶ月付近で破壊が始まると予測される。実際に使用する場合は、2 年 ~ 3 年での定期的な交換が必要かと思われる。

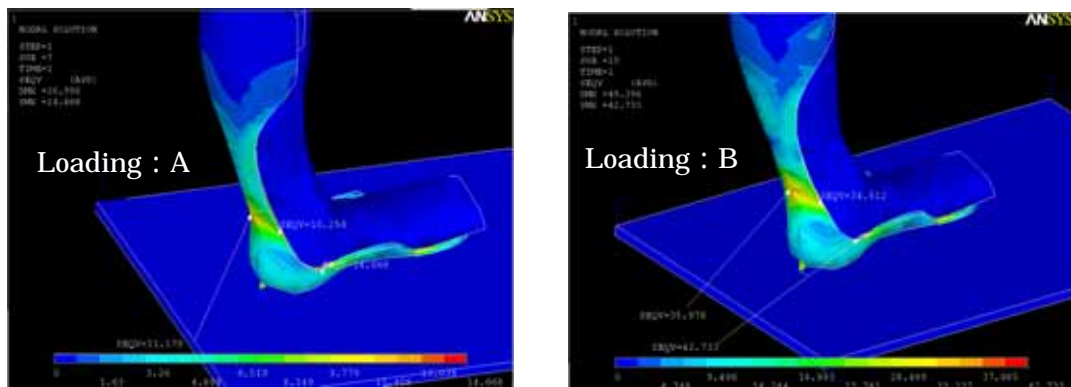


図 5.6 疲労解析評価 3 点の応力値

表 5.1 被験者 A の装具疲労解析結果

T5_Trim10 Subject : A						
Point	Node	Loading 81N	Loading 278N	Partial Usage 231600 / 300	Partial Usage 141253 / 183	Cumulative Fatigue Usage
	2694	14.7 MPa	42.7 MPa	1.63961	1.00000	1.63961
	2312	10.3 MPa	34.5 MPa	0.26257	0.16014	0.26257
	2407	11.2 MPa	35.9 MPa	1.18264	0.72130	1.18264

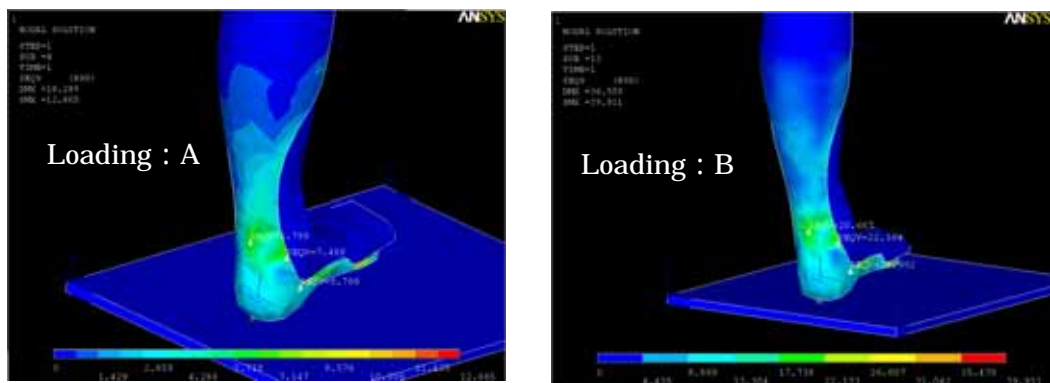


図 5.7 疲労解析評価 3 点の応力値

表 5.2 被験者 A の装具疲労解析結果

T5_Trim5 Subject : A					
Point	Node	Loading 81N	Loading 278N	Partial Usage 231600 / 300	Cumulative Fatigue Usage
	1210	9.8 MPa	28.9 MPa	0.02316	0.02316
	1404	7.5 MPa	22.2 MPa	0.02316	0.02316
	1312	6.8 MPa	20.7 MPa	0.02316	0.02316

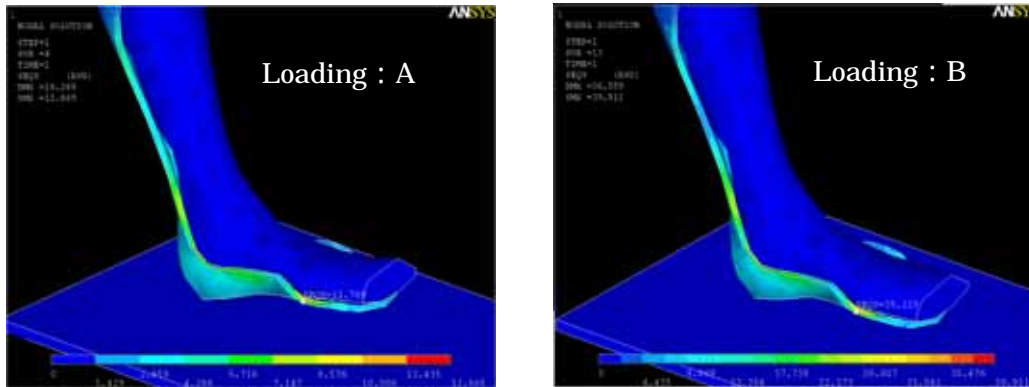


図 5.8 疲労解析評価最大応力値

表 5.3 被験者 A の装具疲労解析結果

T5_Trim5 Subject : A					
Point	Node	Loading 81N	Loading 278N	Partial Usage 1094000 / 1417	Cumulative Fatigue Usage
MAX	1220	11.8 MPa	35.2 MPa	1.00005	1.00005

被験者 B は、歩容に関して接地角と関節モーメントの散布図で示す様に比較的安定している。しかし、立脚初期から立脚中期までに、実働荷重波形の処理としては、省略できない荷重変動が見られるため、それを考慮して疲労評価を行った。条件としては、図 5.5 に示す 1 Event 2 Loading の場合と確認の為に 2 Event 1 Loading の場合での算出を行った。選定した装具は、厚み 4mm トリミング 10mm である。各 Loading に対する 3 節点の位置の応力は、表 5.4 の通りである。表 5.1 の被験者の生活状況と装具を装着したときの歩数から、2,294 歩/日と設定しており、1 年 300 日で計算した 688,200 歩のサイクルで疲労計算したところ問題なく使用できると思われる。疲労計算は、1 Event 2 Loading と 2 Event 1 Loading の計算結果と同じである。確認の為に、極端な Loading 条件で疲労解析を行った。Loading が 250N のときに、最大応力値が 37.679MPa 架かる第 1 中足骨付近のエッジである。解析結果は、15,492 歩のサイクルで疲労評価値が 1 となり破壊が起こると思われる。日数にして 6.8 日である。特に本論文には記載していないが、選定した装具の 1 ランク硬い装具である厚み 4mm トリミング 5mm においても同様に疲労予測を行っている。結果は、Fatigue Usage (疲労係数) が 0.06882 と十分対応可能であることが判った。被験者 B は、立脚中期においても背屈可能であるので、背屈に抵抗を感じない厚み 4mm トリミング 10mm で対応した方が良いと考えられる。

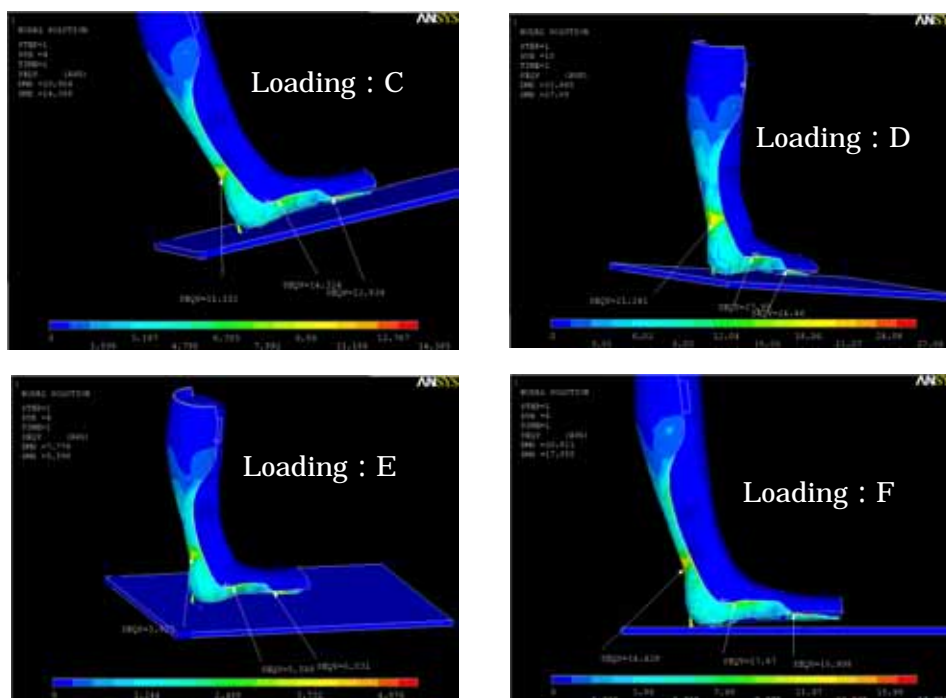


図 5.9 疲労解析評価 3 点の応力値

表 5.4 被験者 B の装具疲労解析結果

T4_Trim10 Subject : B						
Point	Node	Loading 70.3N	Loading 147.0N	Loading 25.9N	Loading 89.9N	Fatigue Usage 688200 / 300
	2319	14.3 MPa	27.1 MPa	5.6 MPa	17.9 MPa	0.06882
	2321	12.8 MPa	24.5 MPa	5.0 MPa	15.9 MPa	0.06882
	2420	11.1 MPa	21.2 MPa	3.9 MPa	14.4 MPa	0.06882

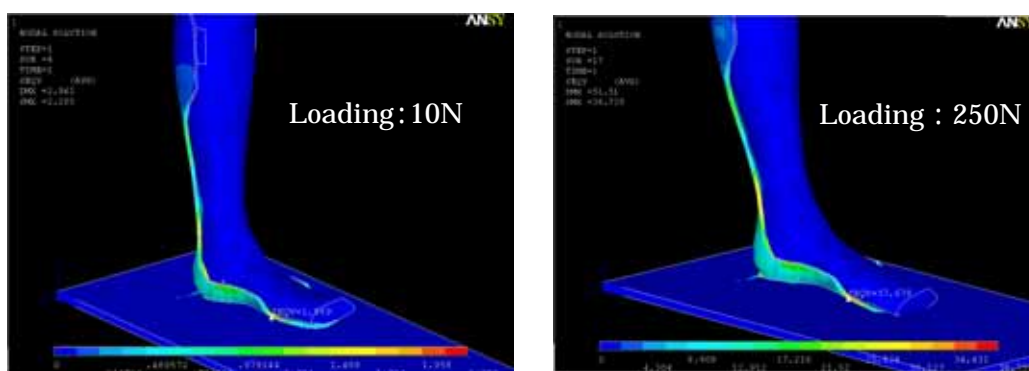


図 5.10 疲労解析評価最大応力値

表 5.5 被験者 B の装具疲労解析結果

T4_Trim10 Subject : B					
Point	Node	Loading 10N	Loading 250N	Partial Usage 15492 / 6.8	Cumulative Fatigue Usage
MAX	2321	1.9 MPa	37.7MPa	1.00004	1.00004

5.4 小括

本章では、第 4 章で 2 名の被験者用に選択した装具が、被験者のライフサイクルで、疲労破壊を起こすのかを予測し、結果を出すことができた。装具の選択要素として疲労予測を盛り込んだ例はない。装具は、人が使用するものであり、設計の段階で安全性をできる限り検討することは必須である。前章での安全率評価では、1 以下では使用しないという基準を作れば、設計し直すことになるが、基準がない場合は、1 以下の数値に対してあまり危険意識を持つことはできない。しかし、今回の疲労解析の様に、計算の結果が半年しか保つことができないと判れば危険意識も高まり、設計し直すことになると思われる。装具使用者にもよるが、装具の可撓性と疲労破壊との兼ね合いも視野に入れて検討する必要があると思われる。

第 6 章

結論と今後の展望

6.1 研究成果

本研究では、脳卒中片麻痺者のシューホン型プラスチック短下肢装具の設計手法を歩行分析と 3 次元 CAD 設計を融合させたシステム開発を行った。

先行研究との違いを以下の 3 点で示す。

- ：装具使用者の歩行分析から足関節モーメントや立脚初期の接地角などの歩行データを直接用いて境界条件とし、有限要素解析での変形結果を可撓率と定義して評価できた。
- ：有限要素法を使用した装具構造解析については、従来、大変形モードのみの解析手法で行われていたが、本研究では、歩行中の装具の変形が影響する立脚初期、立脚中期、遊脚期の条件を幾何非線形解析、状態非線形解析、材料非線形解析を同時に行い再現できた。
- ：装具設計に安全率を適用し、また、装具使用者のライフサイクルに合わせた設計手法とするため、疲労解析を使用した評価できた。

以上の様に、装具 3 次元化における設計を重視した手法を構築することができた。以降は、第 1 章～第 5 章において行ったことをまとめ、それぞれの研究成果について述べた。

6.1.1 第 1 章について

第 1 章では、厚生労働省の統計調査から、日本における脳卒中の発症件数を示し、多くの方が装具を必要としている現状を述べている。様々な短下肢装具が開発されてきたが、どの装具においても製作された後での勘と経験による調整が行われている。1967 年に Simons らによって開発されたシューホン型プラスチック短下肢装具は、40 年以上経った現在でも多く処方されている。装具製作手法は足の型を基にして作られ、その可撓性はトリミング形状によって変えることができる。そこには軽量でシンプルな中にも非線形な可撓特性を持ち、片麻痺の歩行を保護する機能美に溢れたデザインである。問題点としては、上述した様に、装具が製作された後での勘と経験による調整が行われおり、特に

装具製作過程において設計がなされていない点と個々の装具使用者の状況を定量化して設計要件として盛り込んでいない点が挙げられる。本研究の目的では、装具製作される前の設計段階で安全面も含めた最大限検討をできるシステム構築を行うことを目標とした。

第1章の研究成果は、上述の問題提起を行い、その解決策として、図1.4に示す装具デザインシステムの構築を目指し、研究計画の検討を行ったことである。

6.1.2 第2章について

第2章では、脳卒中片麻痺の痙性評価装置を開発した。脳卒中発症直後の初期段階では、弛緩性麻痺による片麻痺が続き、時間の経過とともに痙性が出現する。片麻痺者においてこの痙性は、下腿三頭筋の神経コントロールの不具合により不随意運動を起こし歩行の安定を妨げる。装具設計を行う際に個々の装具使用者の状況を把握する必要があるため、設計指針や設計要件を抽出するためにも、歩行分析することは重要である。今回の計測システムは、SMOによる歩行中の足関節モーメントの計測と、3次元動作分析装置と床反力計とを組み合わせることによって、歩行状態を計測するためのシステム構築を行った。このSMOは、市販品の様に動作保障されていないので、設計段階、製作段階、3次元動作分析装置との組み合わせによる計測システム構築など開発過程の要所で検証実験を行い、問題なく計測できることを確認した。最終段階の検証としては、健常者による歩行実験で、参考文献と同等な歩行パターンが計測できたことで、歩行分析に使用可能であると判断した。これによって、装具の設計指針と設計要件を抽出することが可能となった。構築した計測システムで脳卒中片麻痺の歩行分析を行った。BRS(Brunnstrom Recovery Stage)のⅡ、Ⅲレベルの被験者4名で、実験前に各被験者の状況を確認後、歩行実験を行った。実験の結果、計測用装具にて、足関節モーメントを算出することができた。また、立脚初期の踵接地に着目して、接地角度と足関節モーメントとの関係を散布図で表すことにより、痙性による歩行不安定性を確認することができた。

第2章における研究成果は、歩行中における装具構造解析の境界条件として、足関節モーメントが使用したこと、装具設計における設計指針として散布図を使用したこと、踵接地時の接地角を求め、条件として加えたことである。

本計測用装具の他の使用法の提案としては、歩行前の静止状態での足関節の状態を確認することが可能である。通常足関節の状態を確認する方法として、他動にて関節可動域を徒手的な方法で行われているが、ここでの状態確認とは、自動での足関節の底背屈力を計測することである。図6.1は、健常者と被験者Bの計測結果例である。背屈が正荷重、底屈が負荷重である。健常者の最大背屈力は197.3N(19.3Nm)、最大底屈力は335.5N(32.9Nm)を計測した。これは(独)

製品評価技術基盤機構が保有する人間特性データベース内の足関節の最大背屈力 171.8N (23.5Nm), 最大底屈力 414.0N (44.2Nm) と比較しても問題なく計測ができることがわかる [6-1]. 被験者 B の計測では 最大背屈力 63.2N, 最大底屈力は 140.5N であった. 特に底背屈の切り替えにおいては, 健常者の場合俊敏に変化できるのに対し被験者では筋緊張が残る傾向にある. 他の被験者に関しては背屈指示に対して底屈になる場合などの下腿三頭筋の神経コントロールの不具合により, 足関節運動の困難な状況も確認できた.

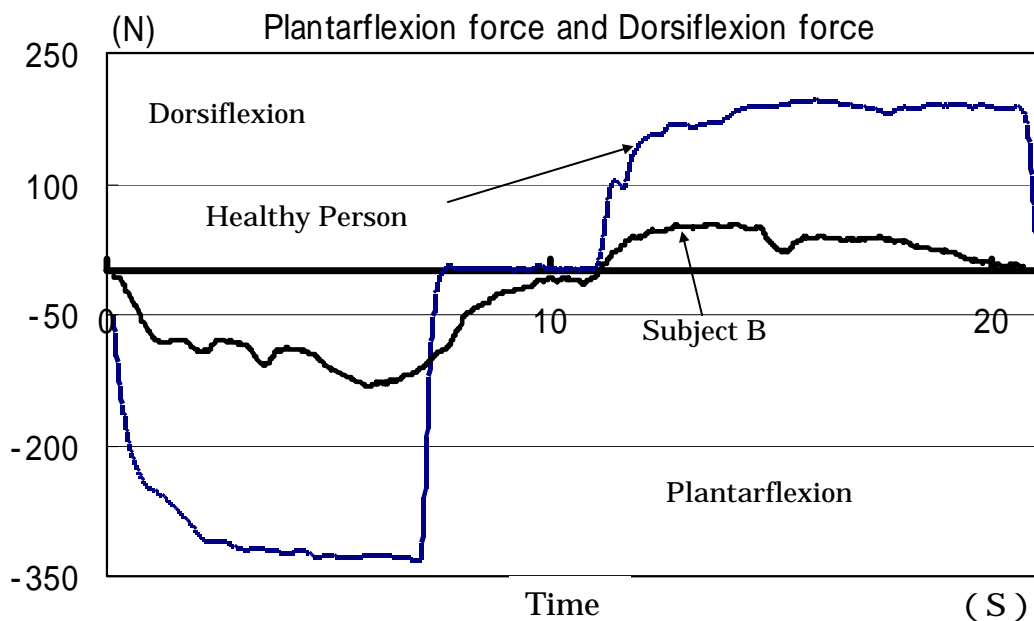
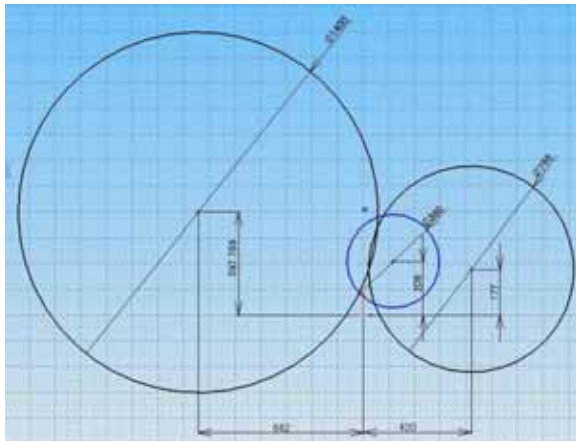


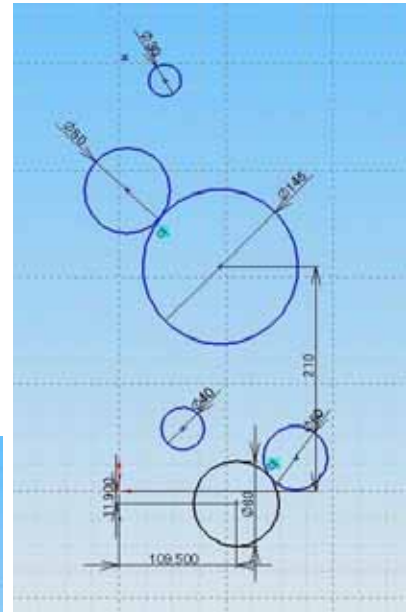
図 6.1 静止状態での足関節の底背屈運動

6.1.3 第 3 章について

第 3 章では, 3 次元 CAD による装具設計と各デザインによる可撓性の違いを非線形有限要素解析にて検証を行った. また, 実際にプラスチック短下肢装具を引張試験することで変形量の妥当性の確認を行った. 装具形状の 3 次元化の手法としては, 接触式 3 次元測定器を使用し, 石膏陽性モデルからサーフェスモデルを作成した. 3 次元化の有効性としては, 装具構造解析の解析モデルとして利用できる点と 3 次元形状の自由度の高さにある. 装具設計においては, トリミングエッジを円と組み合わせて, 座標原点からの位置決めとして寸法を入れた. トリミング手法における他の提案としては, 図 6.2 に示す基礎円とエッジ接続用小円との組み合わせによるトリミングエッジの作成方法がある.



3つの基礎円



エッジ接続用小円

トリミングエッジ

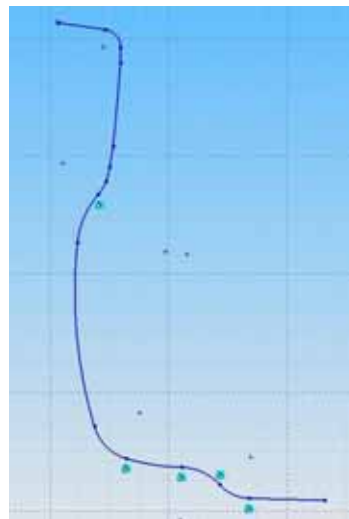


図 6.2 トリミング手法の提案

今回は、12種類の装具デザインで可撓性の検証を、構造解析を利用して行った。装具の底背屈変形は、大変形領域に該当するので幾何非線形解析を使用した。その結果、各デザインによって非線形の可撓特性を確認することができた。

第3章における研究成果は、装具各デザインの可撓特性を得ることができ、被験者の歩行分析で得られた散布図と併用して検討することにより、装具の仮選定を行うことが可能となった。

今回の装具モデルは、解析手法を確立するために標準的なシューホン型短下肢装具を使用している。今後の装具モデルの提案としては、図6.3に示す様にコルゲーションを応用した装具剛性の調整ができる手法を検討することを予定している。第4章の有限要素解析の応力分布の結果からも判る様に、装具剛性は、後方支柱のデザインによって決まるため、その部分のデザイン変更を含めた設計法を検討し、その際にも有限要素解析を利用した構造評価ができればと考える。

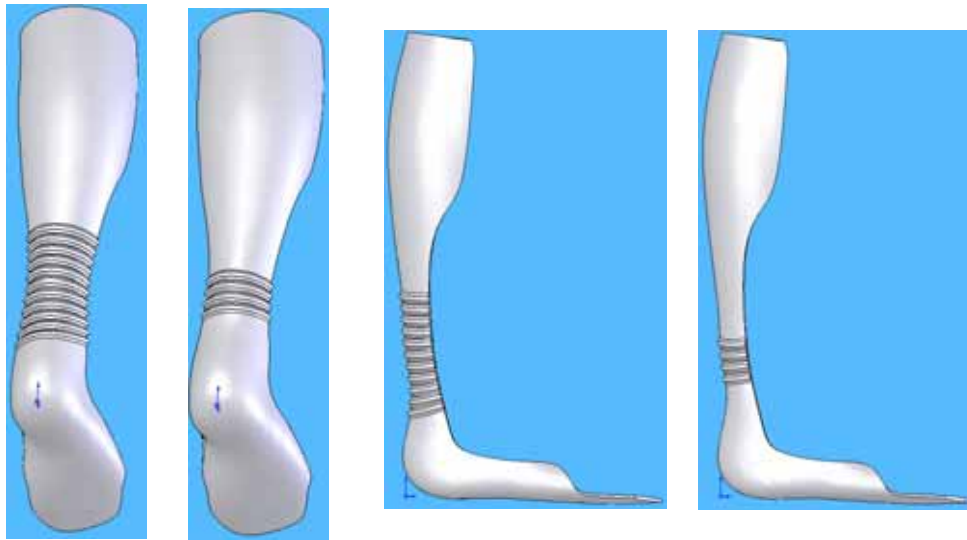


図 6.3 装具モデルの提案

6.1.4 第 4 章について

第 4 章では，第 2 章で行った片麻痺者の歩行実験により，1 歩行周期中，装具に架かる荷重が一番大きい 3 点（立脚初期・立脚中期・遊脚期）に着目して，非線形有限要素解析を行った．解析モデルは，装具モデル，足部モデル，床面モデルを作成した．解析手法は，幾何非線形解析，材料非線形解析，状態変化による非線形解析を行った．また，接触定義を各部に定義した．境界条件である荷重定義は，歩行実験により得られた足関節モーメントを使用した．解析結果は，変形量から装具の可撓角を求め，踵接地時の接地角を基準とする可撓角の割合を可撓率として定量化することで，装具の硬い・柔らかいを表し，選定要素の 1 つとした．また，可撓角の検証を，装具を装着した健常者の歩行実験結果と有限要素解析結果とを比較し妥当性を確認した．

第 4 章における研究成果は，非線形有限要素解析により，装具の選定方法を可撓率で行うことを提案することができた．モールクーロン理論による安全率評価も行っている．今回のモデルは 12 種類の装具からの選定であったが，例えば，可撓率 65%でのトリミング設計を行うなど，逆に可撓率を指定して，装具設計を行うことも可能である．この様な解析手法を利用し，可撓率などで装具の選定手法を提案した研究は見られない．

6.1.3 にて，コルゲーションを使用した装具モデルを提案した．この装具モデルの剛性を検証するために，有限要素解析にて変形量の違いを確認した．装具モデルは，厚み 4mm，トリミング 0mm の装具を標準とし，コルゲーション大の装具とコルゲーション小の装具である．図 6.4 に，解析結果を示す．変形量の違いが明らかに見られる．この様に装具形状によって剛性調節が可能となるので，今までにない装具デザインが示唆された．

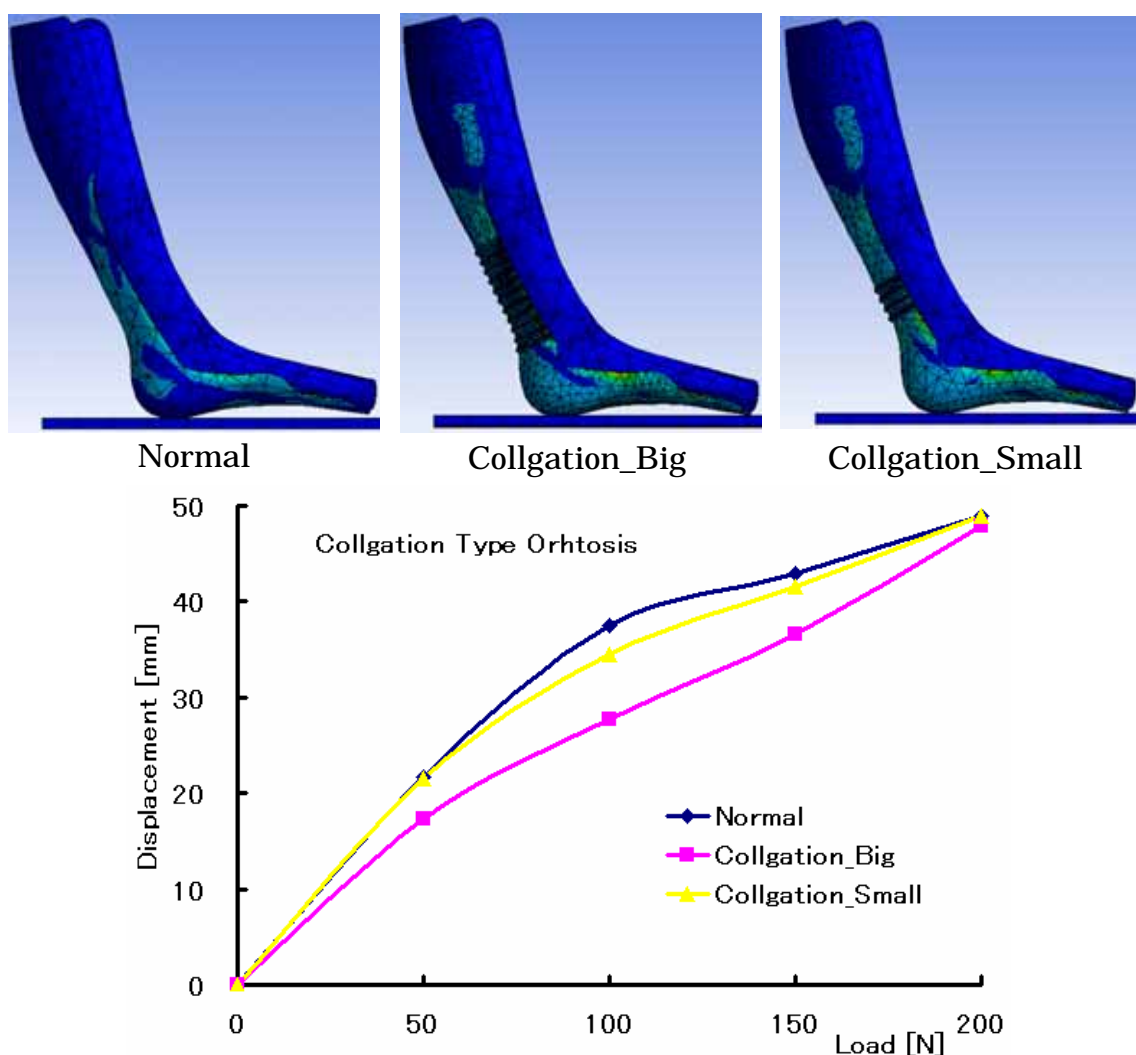


図 6.4 装具モデルのコルゲーションによる変形量の違い

6.1.5 第 5 章について

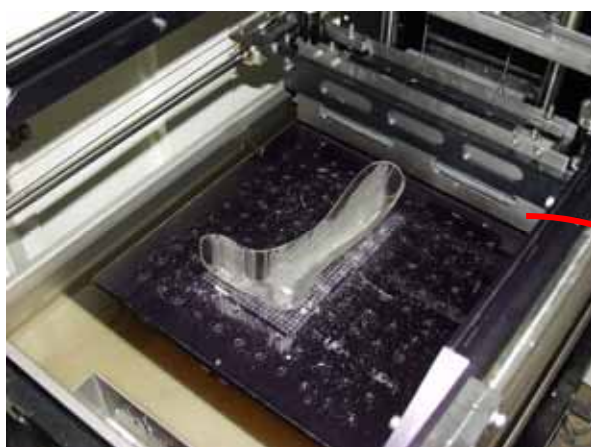
第 5 章では，第 4 章で選定した装具を，装具使用者のライフサイクルにおける適応性の確認のために疲労予測を行った．第 2 章の歩行実験で得られた 1 歩行周期の足関節モーメントは，装具に対して典型的な繰り返し荷重として架かり，弾性範囲内の応力であったとしても疲労破壊に至る．そこで，装具使用者の 1 週間の生活状況と 1 日毎の歩数から平均歩数を算出し，材料定義である応力振幅と繰り返し数との関係の S-N 曲線 (Woler 曲線) からマイナー則 (Miner's Rule) に従って疲労解析を行った．

第 5 章における研究成果としては，第 4 章で行った安全率評価の 1 以下になる応力集中部位については，疲労解析を行った結果，短い使用日数で疲労破壊が起こる危険性が高いことが判り，装具設計変更や選定変更が必要となる．また，疲労解析の結果，特に問題はなくても装具のメンテナンスとして，2，3 年に 1 度の点検更新が必要でないかと思われる．

6.2 今後の展望

第1章から第5章までの研究結果，従来にはない装具設計手法を確立することができた．最後に本研究の今後の展望について述べる．

従来の製作手法での問題点としては，石膏陽性モデルに熱したポリプロピレン板を被せてモールドイングする際に，厚みの不均一による剛性のばらつきがあり，可撓性の影響も考えられる．また，有限要素解析で求められたトリミングのバリエーションによる可撓率を再現するためにも，製作手法について検討する必要がある．現時点での製作方法のイメージとしては，光造形法が近いと思われる．以前，実際に光造形システムを使用して実物の1/2のモデルを作成した．しかし，PPライクの樹脂を使用したか，靱性の面ではポリプロピレン樹脂より劣り，強度が保てないと結論であった．光造形の樹脂は，大柴らが行った義足ソケットの研究で，人体に対してのパッチテストも行っており，問題は見られないと報告されている．よって今後，装具専用樹脂の開発が行うことができればと考える．また，他の製作手法としては，石膏陽性モデルでポリプロピレン樹脂を Molding した後，装具の3次元形状のエッジから加工パスを出し，レーザー等で Cutting する方法も考えられる．今後は，3次元モデルを利用した装具製作の手法について検討できればと考える．



光造形システムでの装具製作



樹脂硬化完了した装具

図 6.5 光造形法による装具製作例

参考文献

第1章

- [1-1] 厚生労働省統計データベース 厚生統計・社会福祉：身体障害児・者実体調査 平成13年度．厚生労働省統計データベース 2001．
- [1-2] 厚生労働省 統計情報部 平成15年度社会福祉行政業務報告（福祉行政報告例）第3-26表 身体障害者手帳交付台帳登載数 障害の種類×年度別 2003．
- [1-3] 厚生労働省 統計情報部 平成15年度社会福祉行政業務報告（福祉行政報告例）第3-27表 身体障害者の補装具交付・修理件数 補装具の種類別 2003．
- [1-4] 高嶋孝倫：プラスチック短下肢装具の現況 日本義肢装具学会 2003 114-119．
- [1-5] 早川康之：脳卒中片麻痺用の装具の種類とその機能 理学療法 22巻5号 2005．
- [1-6] 日本整形外科学会日本リハビリテーション医学会 義肢装具のチェックポイント 下肢装具 医学書院 1993 179-211．
- [1-7] 加倉井周一：装具学 日本義肢装具学会監修 第3版 医歯薬出版株式会社 2003
- [1-8] Lehmann J F: Biomechanics Ankle-Foot Orthosis Prescription and Design Arch Phys Med Rehabil Vol.60 1979 200-207．
- [1-9] 杉山五久夫，高見正利，斉藤茂喜，斉藤英彦，玉井敦：プラスチック短下肢装具のデザイン分析 FEM による検討 第7回バイオメカニズム学会 1986 153-154．
- [1-10] 杉山五久夫，斉藤茂喜，工藤壱朗，高見正利，福井圀彦：FEM によるプラスチック製短下肢装具のデザインの検討 第8回バイオメカニズム学会 1987 195-198．
- [1-11] 辻下守弘，鶴見隆正，川村博文，山本博司，貞虎哲郎：有限要素法による Shoe Horn Brace の可とう性に関する研究 Medical Online 1987 52．
- [1-12] 山本澄子，海老名政彦，久保茂，青木主税：靴べら式プラスチック装具の変形測定と応力解析 バイオメカニズム 9 1988 177-186．

- [1-13] 山本澄子：片麻痺患者に対する継手付きプラスチック短下肢装具 歩行分析からみた継手付きプラスチック装具の役割 日本義肢装具学会誌 Vol.19 2003 120-123.
- [1-14] 山本澄子, 久保茂, 海老名政彦, 土肥徳秀, 早川康之：背屈補助機能付き短下肢装具の開発 第17回バイオメカニズム学術講演会 1996 19-22.
- [1-15] 山本澄子, 久保茂, 海老名政彦, 土肥徳秀, 早川康之：片麻痺者のための背屈補助付き短下肢装具 (DACS AFO)の開発 バイオメカニズム 12 生体の運動機能とその復元 1998 227-234.
- [1-16] 筒井澄栄, 土肥徳秀, 山本澄子, 久保茂, 海老名政彦, 早川康之：背屈補助付短下肢装具 (DACS AFO)の第2次モニター使用評価 日本義肢装具学会誌 Vol.15 1999 340-344.
- [1-17] 山本澄子, 松田靖史, 安井匡, 竹内豊計, 萩原章由, 溝部朋文, 宮崎信次：片麻痺歩行による油圧ユニットの働き 第17回日本義肢装具学会 2001 62-63.
- [1-18] 安井匡, 松田靖史, 松本浩司, 山本澄子, 佐藤和宏：油圧を利用した装具の可能性について 第17回日本義肢装具学会 2001 58-59.
- [1-19] 松田靖史, 安井匡, 松本浩司, 山本澄子, 萩原章由：油圧を利用した短下肢装具の開発 第17回日本義肢装具学会 2001 60-61.
- [1-20] 安井匡, 松田靖史, 山本澄子, 萩原章由, 東部江佐央：足関節底屈制動機能を有する油圧ユニット足継手の開発 第18回日本義肢装具学会 2002 92-93.
- [1-21] 佐熊重広, 安井匡, 松本浩司, 山本澄子：油圧ユニット足継手付 AFO の適合症例 第18回日本義肢装具学会 2002 258-259.
- [1-22] 山本澄子：油圧を利用した短下肢装具の開発 リハビリテーション医学 vol.39 No.11 2002.
- [1-23] 島津尚子, 萩原章由, 溝部朋文, 佐鹿博信, 山本澄子, 安井匡：油圧ユニット足継付き AFO のモニター使用評価 第19回日本義肢装具学会 2003.
- [1-24] 横山修, 小林宏高, 山本澄子, 佐鹿博信, 安藤徳彦：油圧 AFO の坂道歩行における効果 第19回日本義肢装具学会 2003.

- [1-25] Chu T M, Narender P, Reddy JP: Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene ankle-foot-orthosis static analysis Med Eng Phys 1995 372-379.
- [1-26] Chu T M, Narender P, Reddy JP: Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait J Rehabil Res 1995 No.4 349-360.
- [1-27] Syngellakis S, Arnold M A, Rassoulilian H: Assessment of non-linear behaviour of plastic ankle foot orthoses by the finite element method, Med Eng Phys 2000 527-539.
- [1-28] Iwata M, Kondo I, Sato Y, Satoh K, Soma M, Tsushima E: An ankle-foot orthosis with inhibitor bar:Effect on Hemiplegic Gait Arch Phys Med Rehabil Vol 84 2003 924-927.
- [1-29] 加倉井 周一：装具学 第3版 医歯薬出版 2003 75.

第2章

- [2-1] Castaing J, Burdin P H, Delplace J, Leroy L D: 第 部 足関節 関節・運動器の機能解剖（下肢編） 協同医書出版社 1986 129-167.
- [2-2] Lehmann J F, Robert P, Barbara J D, Steven H, Charles T: Spasticity Quantitative Measurements as a Basis for Assessing Effectiveness of Therapeutic Intervention Arch phys Med Rehabil vol.70 1989.
- [2-3] 野平晴彦, 根武谷吾, 南谷晴之, 白川守, 内田竜生: 簡易型足部背屈装置を用いた痙性評価法 第13回バイオメカニズムシンポジウム 1993 71-77.
- [2-4] Harlaar J B, Snijders C J, Lankhorst G J: Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia Clinical Biomechanics 15 2000 261-270.
- [2-5] 赤澤康史, 松原裕幸, 中村俊哉, 原良昭, 竹村亮介, 内藤尚, 田中正夫: 下肢関節特性に基づく短下肢装具処方支援システムに関する研究 福祉のまちづくり工学研究所報告集 2005 147-152.

- [2-6] 山本澄子, 海老名政彦, 久保茂, 川合秀夫, 土肥徳秀, 岩崎満男, 宮崎信次, 山崎信寿, 窪田俊夫: 短下肢装具の可撓性が歩行に及ぼす影響 バイオメカニズム 10 生体機能の解析と統合- 1990 195-204.
- [2-7] 山本澄子, 海老名雅彦, 久保茂, 川合秀雄, 土肥徳秀, 岩崎満男, 林武雄, 宮崎信次, 窪田俊夫: 片麻痺患者の歩行の連続計測 バイオメカニズム 11 -ヒトの形態と運動機能- 1992 319-329.
- [2-8] 山本澄子, 海老名政彦, 河合秀雄, 岩崎満男, 宮崎信次, 窪田俊夫, 山口恒弘: 短下肢装具の可撓性と初期角度が片麻痺者の歩行に及ぼす影響 バイオメカニズム 12 生体の運動機能とその復元- 1994 253-264.
- [2-9] 和田太, 蜂須賀研二: 運動系の身体機能評価と理論 筋トーンズ 総合リハ 28巻3号 2000 257-261.
- [2-10] 福興千鶴, 内田竜生, 内田孝憲: 片麻痺患者における上肢痙性の定量的評価 第21回 バイオメカニズム学術講演会 2000 419-422.
- [2-11] 宮崎信次, 窪田俊夫: 上肢の反射抑制肢位が上下肢の筋緊張 痙性に与える影響の定量化 第21回バイオメカニズム学術講演会 2000 199-202.
- [2-12] 駒井啓二, 川村次郎, 伊勢真樹, 松矢正利, 田上光男, 林誠二, 西原一喜, 尾西勤河, 竹仲彦, 東山篤規: 電気刺激による痙性の抑制とその評価 バイオメカニズム 9 1988 83-90.
- [2-13] 高嶋孝倫: 片麻痺患者に対する継手付きプラスチック短下肢装具 プラスチック短下肢装具の現況 -短下肢装具の矯正力と痙性との適応に関する考察- 日本義肢装具学会誌 19 2003.
- [2-14] Vicon Motion Capture. <http://www.vicon.com/>.
- [2-15] 窪田俊夫, 崎信寿: 第7章床反力データの統計処理方法 歩行分析データ活用マニュアル -床反力編- てらぺいあ 1994 73-94.
- [2-16] 田中繁, 持丸正明, 横井孝志, 藤本浩志, 阿江通良, 大橋正洋: 関節モーメント計算の具体的方法テキスト 日本バイオメカニクス学会 臨床歩行分析懇談会.

- [2-17] Vaughan C L, Jeremy B L: Dynamics of Human Gait Human Kinetics Publisher 1992.
- [2-18] 江原義弘, 山本澄子: 臨床歩行分析研究会編 関節モーメントによる歩行分析 医歯薬出版 1997.
- [2-19] 江原義弘, 窪田俊夫, 土屋辰夫, 野坂利也, 山本澄子: 下肢装具とバイオメカニクス. 医歯薬出版 2002.
- [2-20] 山本澄子, 海老名政彦, 久保茂, 川合秀雄, 岩崎満男, 林武雄, 土肥徳秀: プラスチック AFO に関する工学的評価 日本義肢装具学会誌 Vol.6 1990 235-241.
- [2-21] 渡辺英夫: プラスチック下肢装具の適応と限界 金属支柱付装具との比較- リハビリテーション医学 Vol.18 1981 91-96.
- [2-22] 植松海雲: 脳卒中片麻痺患者に対する金属支柱付き短下肢装具とプラスチック短下肢装具の種類と選択の目安 MB Med Reha No.48 2004 26-32.
- [2-23] 宮崎信次, 山本澄子, 窪田俊夫: 短下肢装具による脳卒中片麻痺患者の歩行機能改善のバイオメカニクスの解析 日産科学振興財団研究報告書 No.16 1999 203-207.
- [2-24] 郭健錫, 稲田晴生, 菅原英和, 高田耕太郎, 宮野佐年: 可撓性計測装置導入後の装具適合判定システムの運用結果 日本リハビリテーション医学会 2005 S142.
- [2-25] 窪田俊夫, 大橋正洋: 歩行障害の診断・評価入門 医歯薬出版 2002 109-153.
- [2-26] 森信孝: 脳卒中に対する装具療法 理学療法 第27巻第8号 2000 334-338.
- [2-27] 高橋紳一, 石神重信: 脳卒中の装具療法 私のスタンダード リハビリテーション医学 Vol139 No.11 2002 681-718.
- [2-28] 窪田俊夫: 脳卒中患者の下肢装具-処方の基本過程について-臨床リハビリテーション 脳卒中 脳卒中のみかた 医歯薬出版 1990 135-151.
- [2-29] 大橋正洋, 木村彰男, 蜂須賀研二: 第3章下肢装具 義肢装具とリハビリテーション 金原出版 2003 141-166.

- [2-30] 東利雄, 中野昭二, 山永裕明, 中西亮二, 米満弘之, 徳田明見, 徳田章三, 佐藤孝夫: 当院における痙性麻痺足に対する装具療法 第3回日本義肢装具学会 1987 97-98.

第3章

- [3-1] Sumiya T, Suzuki Y, Kasahara T: Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses effect of ankle trimline Part1 A device for measuring ankle moment Prosthet Orthotics International 20 1996 129-131.
- [3-2] Sumiya T, Suzuki Y, Kasahara T: Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses effect of ankle trimline Part2 Orthoses characteristic and othosis/patient matching Prosthetics and orthotics international 20 1996 132-137.
- [3-3] 大柴勝彦, 萩原茂, 河西伸一, 清水誠司, 木島一広, 石田正文: 義肢ソケット製作システムの開発 山梨県工業技術センター研究報告書 No.16 2002 1-6.
- [3-4] 谷裕司, 田中秀積, 高田洋一, 川村一郎: CAD/CAM により製作した大腿義足ソケットの評価 日本義肢装具学会学術大会 1998.
- [3-5] 若松貴憲, 増成基之, 高田洋一, 剣持悟, 田原俊次, 谷裕司, 川村一郎: CAD/CAM (バイオスカルプターシステム) を用いた体幹装具の製作 - デジタルカメラを用いて・製作の現場から - 日本義肢装具学会学術大会 1998.
- [3-6] 高田洋一, 増成基之, 谷裕司: 義肢装具モデル修正用三次元 CAD 開発の試み 第16回日幕肢装具学会 2000 116-117.
- [3-7] 増成基之, 若松貴憲, 高田洋一: 側弯矯正装具用 CAD の開発 日本義肢装具協会研究会 2000.
- [3-8] 剣持悟, 高田洋一, 川村一郎, 松田靖史, 田中理, 飯島浩, 宮本晃, 沖川悦三: 義肢装具用 CAD/CAM 技術を用いたオーダーメイドチェアスキーシートの作製 日本義肢装具学会学術大会 2000.
- [3-9] Nagasaka S, Nagasaka T, Fujimura K: Development of a non-radiographic cephalometric system European Journal of Orthodontics 25 2003 77-85.

- [3-10] 三幡輝久: Excessive Humeral External Rotation Results in Increased Shoulder Laxity 大阪医科大学 博士(医学)論文 2004.
- [3-11] Desktop Digitizing System MicroScribe G2 Users Guide: Immersion Corporation
<http://www.immersion.com>.
- [3-12] ANSYS 中級セミナーノート サイバネットシステム株式会社.
- [3-13] ANAYS 構造非線形セミナーノート サイバネットシステム株式会社.
- [3-14] 高木謙行, 佐々木平三: プラスチック材料講座 7 ポリプロピレン樹脂 日刊工業新聞社 1983.
- [3-15] 山口章三郎: 加工と設計のためのプラスチックの機械的性質 日刊工業新聞社 1983.
- [3-16] 山口章三郎, 今泉勝吉, 佐倉武久, 松原清: JIS 使い方シリーズ プラスチック材料選択のポイント 日本規格協会 1976.
- [3-17] 広瀬幸夫: プラスチック材料 日本義肢装具学会誌 1988 93-100.
- [3-18] Joseph E S, Charles R M: Mechanical Engineering Design McGraw-Hill 1989.
- [3-19] Robert C J: Engineering Consideration of stress, strain and Strength McGraw-Hill 1967.
- [3-20] 赤澤康史, 中川昭夫, 中村俊哉, 大塚博, 田中正夫: 脳卒中片麻痺のための短下肢装具の研究 底屈剛性を可変とする短下肢装具の試作 兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所 ASSISTECH Report 1999 168-173.
- [3-21] 山本澄子, 海老名政彦, 久保茂, 青木主税: 靴べら式プラスチック装具の変形測定と応力解析 バイオメカニズム 9 1988 177-186.
- [3-22] 山本澄子, 久保茂, 海老名政彦: プラスチック短下肢装具の製作法が装具の厚さと強度におよぼす影響 日本義肢装具学会誌 1988 249-252.
- [3-23] 山本澄子: 装具設計者の挑戦と溜息. jbbse 1997 193-196.

- [3-24] 山本澄子, 海老名政彦, 久保茂: プラスチック短下肢装具の機能の定量化 臨床歩行分析研究会 1993 155-158.
- [3-25] 鈴木伸治, 渡壁誠, 内田雅之, 滝本薫, 七戸幸夫, 竹光義治: 痙性尖足へのプラスチック短下肢装具の処方に関する問題点と対策 日本義肢装具学会 Vol6 1990 269-272.
- [3-26] 石川卓志, 鯉田俊哉, 佐竹将宏, 大竹朗, 本間千鶴子, 石神重信: 急性期片麻痺患者への装具処方 日本義肢装具学会第3回大会講演集 1987 89-90.
- [3-27] 渡辺英夫, 田沢英二: 装具学 医歯薬出版 1987 37-91.
- [3-28] 飛松好子, 高嶋孝倫, 佐々木一彦: 下肢装具 第37回 日本リハビリテーション医学会学術集会 リハビリテーション医学 2001 457-459.
- [3-29] 山崎宗和, 小澤義直, 片桐浩二, 水田輝光, 金高寿之, 大田哲生, 新野浩隆, 木村彰男: プラスチック製短下肢装具の形状変化による強度の研究(第2報) 第19回日本義肢装具学会 2003 174-175.
- [3-30] 西川正洋, 小川大祐, 奥村床次, 近藤国嗣, 新藤恵一: プラスチック短下肢装具のカーボン補強の形態による強度変化に関する研究 第18回日本義肢装具学会 2002 244-245.

第4章

- [4-1] 嶺也守寛, 小林吉之, 高嶋孝倫, 藤本浩志: 計測用装具を用いた痙性麻痺の歩容解析に関する研究, 日本機械学会論文集C編 Vol172 2006 3280-3285.
- [4-2] 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由, 溝部朋文: ボディダイナミクス入門 片麻痺者の歩行と短下肢装具, 医歯薬出版株式会社 第1版 2005 64-79.
- [4-3] 杉山五久夫, 高見正利, 斉藤茂喜, 斉藤英彦, 玉井敦: プラスチック短下肢装具のデザイン分析 FEM による検討 第7回バイオメカニズム学会 1986 153-154.
- [4-4] 杉山五久夫, 斉藤茂喜, 工藤耄朗, 高見正利, 福井圀彦: FEM によるプラスチック製短下肢装具のデザインの検討 第8回バイオメカニズム学会 1987 195-198.

- [4-5] 杉山五久夫, 高見正利, 福井国彦, 斉藤茂喜, 工藤吉朗: 有限要素法によるプラスチック型短下肢装具の形状についての検討 日本義肢装具学会第3回大会 1987 79-80.
- [4-6] Chu T M, Narender P, Reddy JP: Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene ankle-foot-orthosis static analysis Med Eng Phys 1995 372-379.
- [4-7] Chu T M, Narender P, Reddy JP: Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait J Rehabil Res 1995 No.4 349-360.
- [4-8] 萩野雅史, 井田真人, 近藤麻美, 小倉泉, 増田岳彦, 本多良彦, 野内宏之, 木村佳晶, 田中直: 装具製作の難しさと注意点 - プラスチック短下肢装具再作製例の報告 - 生活環境支援系理学療法 27 2005 814 .
- [4-9] 佐中孝二, 鈴木祥江: 最適装具の研究開発 - 短下肢装具の足関節運動制御と歩行について - 第17回バイオメカニズム学術講演会 1996 23-26 .
- [4-10] 櫻井愛子, 山本澄子, 田澤英二: 短下肢装具の背屈制動機能が片麻痺者の歩行に与える影響 理学療法学 2005 406-415.
- [4-11] 早川康之: 脳卒中片麻痺用の装具の種類とその機能 理学療法 Vol.22 2005 788-795.
- [4-12] 飛松好子: 良い下肢装具の条件 目でみるシリーズ下肢装具 Journal of Clinical Rehabilitation Vol.12 No.7 2003 572-575.
- [4-13] 山本澄子, 海老名雅彦, 久保茂, 川合秀雄, 土肥徳秀, 岩崎満男: 短下肢装具の可撓性が歩行に及ぼす影響 バイオメカニズム 10 - 生体機能の解析と統合 - 1990 195-203.
- [4-14] 東利雄, 中野飽昭二, 山永裕明, 中西亮二, 米満弘之, 徳田明見, 徳田章三: 当院における痙性麻痺足に対する装具療法 日本義肢装具学会第3回大会講演集 1987 97-98.
- [4-15] 赤澤康史, 中川昭夫, 岡野生也, 田中正夫: 脳卒中片麻痺者のための短下肢装具関節調節機構の基本設計 - 歩行時力学的特性からの検討 - 日本機械学会講演論文集 No.33 1999 356-357.

[4-16] 田中正夫, 赤澤康史, 中川昭夫, 劉本武: 短下肢装具の力学的特性と歩行における運動拘束機能 日本機械学会論文集 C 編 1997 182-188.

第 5 章

[5-1] Lautenschlager E P, Bayne S C, Wildes J R, Russ J C, Yanke M J: Materials Investigation of Failed Plastic Ankle-Foot Orthoses, Orthotics and Prosthetics Vol.29 1975 25-27.

[5-2] 石神重信, 高見正利: ポリプロピレン製短下肢装具の耐久性-臨床と工学面よりのアプローチ, 日本義肢装具研究会 第 17 号 1980 .

[5-3] 石神重信: プラスチック製下肢装具の製作と適合 脳卒中片麻痺者の下肢装具, 日本義肢装具研究会編 医歯薬出版 103-126 .

[5-4] 東陽テクニカ FAMOS 技術レポート 疲労寿命の推定 .
<http://www.toyo.co.jp/car/famos/tech/project/fo05.htm>.

[5-5] ANSYS 疲労解析レポート サイバネットシステム 2006 1-19 .

[5-6] プラスチックス年鑑 工業調査会 1960.

[5-7] 成澤郁夫: プラスチック材料強度シリーズ プラスチックの機械的性質 第 14 章疲れ特性, シグマ出版 1994 177-199 .

[5-8] 平成 11 年度 ものづくり人材支援基盤整備事業, プラスチック成形用金型(その 2) 中小企業総合事業団 2000 .

[5-9] 大石不二夫, 成沢郁夫: プラスチックの寿命, 耐久性と破壊 第 7 章 寿命予測法 工業調査会 1987 91-109 .

[5-10] 成澤郁夫: プラスチック材料強度シリーズ プラスチックの破壊靱性 第 14 章 疲れ特性 工業調査会 1993 178-199 .

[5-11] 成澤郁夫: プラスチックの強度設計と選び方 工業調査会 8 章 疲労 1986 113-126 .

[5-12] 徳島大学 工学部 機械工学科 機械強度講義テキスト 6 章 疲労強度 2006 .

[5-13] 安田武夫：プラスチック材料の各動特性の試験法と評価結果（6）プラスチック
Vol.51 2001 .

第6章

[6-1] 人間特性データベース 足関節屈曲伸展最大発揮力データ（独）製品評価技術基盤機構
<http://www.tech.nite.go.jp/contents/cdata/ctorquedata/ankle-g.html> .

関連業績一覧

本論文の内容の一部は、以下の学術雑誌に掲載されている。

学術論文

1. 嶺也守寛, 小林吉之, 高嶋孝倫, 藤本浩志 : 2006 計測用装具を用いた痙性麻痺の歩容解析に関する研究, 機械学会論文集C編72巻722号, 3280-3285頁.
2. Yasuhiro.Mine, Takamichi.Takashima, Hiroshi.Fujimoto : 2006 Study of the design method of an Ankle-Foot Orthosis, Mechatronics for Safety Security and Dependability in New Era, Elsevier Science, 27-30頁.
3. 小林吉之, 嶺也守寛, 藤本浩志 : 2006 傾いた障害物を跨いで越える際の歩容に関する研究, バイオメカニズム学会誌, 第30巻, 2号, 85-92頁.
4. 小林吉之, 嶺也守寛, 高嶋孝倫, 藤本浩志 : 2006 視覚障害者誘導用ブロックが高齢晴眼者の歩行に与える影響に関する研究, 日本機械学会論文集 C 編, 72-78頁.

国際学会発表

1. Yasuhiro.Mine, Takamichi.Takashima, Hiroshi.Fujimoto: 2004 Study of the design method of an Ankle-Foot Orthosis, Proceedings of the 5th international Conference on Machine Automation ICMA2004, Osaka, Japan, 89-94.
2. Yasuhiro.Mine, Yoshiyuki.Kobayashi, Takamichi.Takashima, Hiroshi.Fujimoto: 2005 Study of the design method of an ankle-foot orthosis, Abstracts of the XVIIth conference on Postural and Gait Reserch, Marseille, France, Chapter13, Biomechanics and orthopaedic disordes, S80.
3. Yoshiyuki.Kobayashi, Yasuhiro.Mine, Takamichi.Takashima, Hiroshi.Fujimoto: 2005 Effect of tactile ground surface indicators to the gait of elderly with normal vision, abstracts of the XVIIth conference on Postural and Gait Reserch, Marseille, France, Chapter2, Ageing and balance control, S8.
4. Yoshiyuki.Kobayashi, Yasuhiro.Mine, Takamichi.Takashima, Hiroshi.Fujimoto: 2005 Gait analysis while stepping over tilted obstacles, abstracts of the XVIIth conference on Postural and Gait Reserch, Marseille, France, Chapter18. Fear of falling, fall and prevention, S116.
5. Yoshiyuki.Kobayashi, Yasuhiro.Mine, Hiroshi Fujimoto : 2006 Gait Analysis while Stepping Over Tilted Obstacles, IEA2006, Maastricht the Netherlands.

国内学会発表

1. 嶺也守寛, 藤本浩志 : 2006 非線形構造解析を利用した短下肢装具の評価手法, Japan ANSYS Conference.30.1-8.
2. 小林吉之, 嶺也守寛, 藤本浩志 : 2006 ヒト足部の身体位置覚に関する研究, 第3回生活支援工学系学会連合大会.
3. 高嶋孝倫, 大石暁一, 根岸和諭, 有園裕樹, 星野元訓, 岡田真明, 中村隆, 嶺也守寛, 小林吉之, 藤本浩志 : 高齢切断者の義足歩行における不安定性解析, 第3回生活支援工学系学会連合大会, 85-88.
4. 高嶋孝倫, 星野元訓, 大石暁一, 根岸和諭, 有園裕樹, 中村隆, 岡田真明, 藤本浩志, 小林吉之, 嶺也守寛, 伊藤智昭, 後藤学, 芥川雅也 : 2004 歩行時の安定性を重視した高齢者切断用義足足部の開発, 第4回福祉工学シンポジウム, 73-76.
5. 根岸和諭, 高嶋孝倫, 星野元訓, 大石暁一, 有園裕樹, 中村隆, 岡田真明, 嶺也守寛, 藤本浩志, 小林吉之, 伊藤智昭, 後藤学, 芥川雅也 : 2004 歩行時の安定性を重視した高齢者切断用義足足部の開発, 第20回義肢装具学会学術大会.

付 録

- 1：計測用装具組み立て図
- 2：装具足底部品，装具支柱部品
- 3：支柱固定具
- 4：荷重計固定具